

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie
der Ludwig-Maximilians-Universität München
Vorstand: Prof. Dr. med. dent . R. Hickel

Das In-vitro-Randschluß- und Bruchverhalten von CAD/CAM-
Keramikinlays und Kompositinlays in ausgedehnten Kavitäten

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Anne Kohlstedt
aus Aalen
2005

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. dent. Dipl. Phys. A. Mehl

Mitberichterstatter: Prof. Dr. Dr. h.c. W. Gernet

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter:

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h. c. K. Peter

Tag der mündlichen Prüfung: 22.02.2005

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung	1
2 Literaturübersicht	3
2.1 Zahnfarbene Restaurationsmöglichkeiten	3
2.1.1 Kompositfüllungen	3
2.1.2 Kompositinlays	6
2.1.3 Keramikinlays	10
2.2 Adhäsivtechnik	24
2.2.1 Schmelz-Ätz-Technik	24
2.2.2 Dentinhaftung und Dentinadhäsive	25
2.2.3 Adhäsive Zemente und Einsetztechniken	27
2.2.4 Stabilisierungseffekt	32
3 Material und Methode	35
3.1 Vorbereitung	35
3.2 Präparation und Inlayherstellung	35
3.2.1 Präparation	35
3.2.2 Einteilung in Versuchsgruppen	38
3.2.3 Inlayherstellung	39
3.2.4 Einpassen der Inlays	41
3.2.5 Einsetzen der Inlays	41
3.2.6 Ausarbeitung und Politur	42
3.2.7 Feuchtigkeitslagerung	42
3.2.8 Replikaherstellung	43
3.3 Belastungstests	43
3.3.1 Kausimulator	43
3.3.2 Replikaherstellung	45
3.3.3 Bruchtest	45
3.4 Quantitative und qualitative Randspaltanalyse	47
4 Ergebnisse	52
4.1 Quantitative Randspaltanalyse	52

4.2 Bruchtest	59
5 Diskussion	62
5.1 Fehlermöglichkeiten bei Material und Methode	62
5.2 Resultate	66
5.2.1 REM-Analyse	66
5.2.2 Bruchtest	71
6 Schlussfolgerungen	75
7 Zusammenfassung	76
8 Bibliographie	78
9 Anhang	94
9.1 Materialliste	94
9.2 Danksagung	97
9.3 Lebenslauf	98

1 Einleitung

Nach dem Entfernen alter Füllungen verbleibt, insbesondere wenn sich Sekundärkaries entwickelt hatte, oft stark geschwächte Zahnhartsubstanz. Die herkömmliche Versorgung dieser Zähne bestand in einer Überkronung, vor allem um den Zahn vor Fraktur zu schützen. Bei sehr stark zerstörten Zähnen konnte unter Umständen eine adäquate Verankerung nur über einen Stiftaufbau und einer Überkronung erfolgen. Beides bedeutete einen hohen investiven und zeitlichen Aufwand. Um gesunde Zahnhartsubstanz so lange wie möglich zu erhalten und um eine ästhetisch optimale Versorgung zu gewährleisten, wäre eine substanzschonende zahnfarbene Versorgung mit stabilisierendem Effekt für oben geschilderte Fälle wünschenswert.

Untersuchungen hierzu haben gezeigt, dass durch die Adhäsivtechnik eine Stabilisierung und eine Erhöhung der Biegesteifigkeit bzw. -festigkeit des restaurierten Zahnes erreicht wird (Burke et al. 1994, Haller et al. 1990b, Lopes et al. 1991, Lang et al. 1994). Da bei sehr großen Kavitäten die Technik der direkten Kompositfüllung an ihre Grenzen stößt, sollten in diesen Fällen Inlays aus Komposit oder Keramik zum Einsatz kommen. Gerade im ästhetisch anspruchsvollen Prämolarenbereich bieten diese im Gegensatz zu Goldinlays den zusätzlichen Vorteil der zahnfarbenen Versorgung. Über die adhäsive Befestigung bilden sowohl Komposit- als auch Keramikinlay ein Verbundsystem mit dem versorgten Restzahn. Bei Kompositen und den Keramikwerkstoffen handelt es sich jedoch um zwei Materialien mit unterschiedlichen physikalischen Eigenschaften. Dies wirft die Frage auf, welches dieser Materialien den besseren Verbund Zahn-Inlay eingeht und eine höhere Stabilisierung bewirkt.

Bei derart extrem geschwächter Restzahnschubstanz kann allerdings bereits die provisorische Versorgung, bis die endgültige Versorgung aus dem Labor einsetzbereit ist, Probleme bereiten. Während dieser Zeit ist der Zahn einer erhöhten Frakturgefahr ausgesetzt. Hier bietet sich die Versorgung des Zahnes mit der Cerec-

Methode an: dadurch ist es möglich, den Zahn bereits in der Präparationssitzung mit einem Keramikinlay mit hohem E-Modul adhäsiv zu versorgen.

Ziel dieser Untersuchung war es, das Randschluss- und das Bruchverhalten von Cerec-II-Inlays im Vergleich zu Kompositinlays im Falle ausgedehnter mod-Kavitäten im Prämolarenbereich zu untersuchen. Insbesondere sollten dabei folgende Fragen geklärt werden:

- Welche Auswirkungen hat die Verwendung von Inlaymaterialien unterschiedlichen E-Modules (Keramik versus Komposit) im Falle von stark ausgedehnten Kavitäten auf das Randschlussverhalten und auf das Frakturverhalten der Zähne?
- Wie unterscheidet sich die marginale Integrität und das Frakturverhalten bei Keramikinlays bei ausgedehnten Kavitäten im Vergleich zu stark ausgedehnten Kavitäten?
- Welchen Einfluss hat der unterschiedliche Ort der Krafteinleitung (zentral oder exzentrisch) der versorgten Zähne im Kausimulator auf die marginale Integrität und auf das Frakturverhalten?
- Wie unterscheidet sich das Randschlussverhalten im Dentin im Vergleich zum Schmelz?

2 Literaturübersicht

2.1 Zahnfarbene Restaurationsmöglichkeiten

2.1.1 Kompositfüllungen

Die Zusammensetzung der heutigen Komposite geht auf die Entwicklung Bowens in den sechziger Jahren zurück, dem sogenannten "Bowen-Monomer" (= Bis-GMA: Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat) anorganische Silikatpartikel beizufügen (Bowen 1963). Bis heute hat sich an der Grundzusammensetzung der Komposite - organische Komponente (Monomer, Initiatoren, Stabilisatoren) und anorganische Komponente (Füllstoffe) - nichts geändert. Die organische Komponente, das Monomer, dient hierbei sozusagen als Matrix für die Füllpartikel als anorganische Komponente, die über ein Kopplungsagens mit der Matrix verbunden werden. Eine Einteilung der Matrices sollte nach der funktionellen Gruppe, die im wesentlichen an der Polymerisation beteiligt ist, erfolgen. So unterscheidet man die Gruppe der reinen Methacrylate, zu der als Untergruppe auch die Ormocere zählen und die über C-C-Doppelbindungen polymerisieren, von den säuremodifizierten Methacrylaten (=Compomere). Diese polymerisieren zwar überwiegend auch über C-C-Doppelbindungen, jedoch bilden sie über die Carboxylatgruppe der Matrix auch Ionenbindungen zu den säurelöslichen Füllkörpern der Compomere aus. Einen völlig neuen chemischen Ansatz in der Matrix-Chemie stellen die Silorane dar, mit den ringöffnenden Epoxiden als Matrix (Kunzelmann und Hickel 2001).

Die klassische Einteilung der Kompositwerkstoffe orientiert sich an den zugesetzten Füllpartikeln, da diese die Materialeigenschaften weitestgehend bestimmen. So weisen die Grobpartikelkomposite eine recht gute Dimensionsstabilität auf, sind aber nur schlecht polierbar. Mikrogefüllte Komposite dagegen ermöglichen eine Hochglanzpolitur, sind aber wegen des niedrigen Elastizitätsmoduls und des hohen

thermischen Expansionskoeffizienten weniger dimensionsstabil. Feinpartikelhybridkomposite sind relativ gut polierbar und liegen bezüglich ihrer mechanischen Eigenschaften zwischen den Mikrofüllerkompositen und den Grobpartikelkompositen (Krejci 1992b). Sie enthalten gemahlene Glasfüllkörper mit einer mittleren Füllkörpergröße im Mikrometerbereich, sowie Siliziumdioxid-Mikrofüller mit Füllkörpergrößen im Nanometerbereich. Mit der Verbesserung der Mahltechnik der Glasfüllkörper wurde es möglich feinere Glasfüllkörper herzustellen, so dass nun eine Unterteilung in Hybridkomposite, Feinpartikelhybridkomposite, Feinstpartikelhybridkomposite und Submikrometer-hybridkomposite erfolgt, je nach mittlerer Partikelgröße, die von $<10\ \mu\text{m}$ über $<5\ \mu\text{m}$ und $<3\ \mu\text{m}$ bis hin zu $<1\ \mu\text{m}$ abnimmt (Kunzelmann und Hickel 2001).

Eine weitere Einteilung der Komposite kann nach dem Füllgrad erfolgen (Willems et al. 1992). Über die Variation der Füllkörpermenge oder -größe kann die Viskosität eines Komposites beeinflusst werden. So werden niedrigvisköse Komposite, die vor allem im Zahnhalsbereich, in minimal-invasiven Kavitäten und als Zwischenschicht unter Kompositfüllungen angewendet werden, von hochviskösen, stopfbaren Kompositen unterschieden (Kunzelmann und Hickel 2001).

Ein Großteil der zu Anfang der Kompositära aufgetretenen Probleme wie Verarbeitbarkeit, Oberflächenstruktur, optisches Erscheinungsbild und Röntgen-Opazität können heute als weitgehend gelöst gelten. Einzig die Abriebfestigkeit, die perfekte, langfristige marginale Adaptation und die Volumenbeständigkeit bedürfen weiterer Verbesserungen (Haller und Klaiber 1989, Burke und Qualtrough 1994).

Der größte Einflussfaktor auf die marginale Adaptation scheint die Polymerisationsschrumpfung zu sein, die mit 1,7 - 5,7 vol % (Krejci 1992b) ein Problem darstellt. Ausschlaggebend ist die Schrumpfung, die nach Überschreiten des Gelpunktes, das heißt nach Verfestigung des Materials eintritt, da erst ab diesem Zeitpunkt auftretende Spannungen auf die Kavitätenränder übertragen werden (Krejci 1992b). Durch eine zweistufige Aushärtung mittels der sogenannten "Soft-Start"-Polymerisation wird versucht den Gelpunkt nach hinten zu verlegen, um mehr Zeit zum Spannungsausgleich zur Verfügung zu stellen (Kimmel 1999, Kunzelmann und Hickel 2001, Mehl et al. 1997).

Durch die von Krejci beschriebene sogenannte "Umhärtungstechnik" wird versucht, die Schrumpfungsvektoren räumlich zu steuern und die Polymerisationsschrumpfung möglichst gering zu halten. Praktisch wird dabei das Komposit schichtweise in kleinen Portionen eingebracht und lichtgehärtet, wobei durch die jeweils nachfolgende Schicht die Kontraktionsschrumpfung der vorausgegangenen Schicht kompensiert werden soll. Über den Einsatz von lichtdurchlässigen Interdentalkeilen wird die räumliche Schrumpfungsrichtung beeinflusst. Dadurch soll vermieden werden, dass durch das "zum-Licht-hin-Schrumpfen" des Komposites ein zervikaler Randspalt am approximalen Kastenboden entsteht (Krejci 1992b). Neuere Untersuchungen weisen allerdings darauf hin, dass die positiven Ergebnisse der Lichtkeile möglicherweise auf eine durch Absorption und Streuung verringerte zervikale Lichtintensität zurückzuführen sein könnten (Lösche 1999). Auch die Hypothese der Möglichkeit der Steuerung der Schrumpfungsvektoren über die Polymerisation durch die Zahnhartsubstanz hindurch wird in Frage gestellt (Versluis 1998). Über den korrekten Einsatz der Schmelzätztechnik kann initial eine hohe Haftkraft erzielt werden, so dass sich randdichte Füllungen bewerkstelligen lassen. Bei großen Kavitäten ist der Aufwand - vor allem der Umhärtungstechnik - aber zeitlich kaum realisierbar, so dass in solchen Fällen andere Restaurationsmethoden angewendet werden sollten (Krejci 1992b).

2.1.2 Kompositinlays

Bereits Ende der 30er Jahre wurden die ersten Kunststoffinlays gefertigt und eingesetzt. Da sie aber aus herkömmlichen Acrylaten ohne Füllstoffbeimengung erstellt und mit Phosphat- oder Silikatzementen eingesetzt wurden, lagen die Misserfolge auf der Hand: Polymerisationsschrumpfung, Abrasion, Auswaschung der Einsetzzemente bis hin zur pulpentoxischen Wirkung des Silikatzementes führten rasch zum Scheitern der Restaurationen (Geurtsen 1992).

Erst Anfang der 80er Jahre wurde, basierend auf der Entwicklung hochgefüllter, lighthärtender Komposite, wieder an der Entwicklung der Kunststoffinlays gearbeitet (Burke und Qualtrough 1994). Moderne Kunststoffinlays werden aus Kompositen gefertigt und mittels der Schmelz-Ätz-Technik adhäsiv mit Kompositzementen eingesetzt.

Durch die Inlaytechnik wird ein gravierender Nachteil der direkten Füllungstechnik umgangen: das in situ aushärtende Schrumpfungsvolumen ist auf den Einsetzzement reduziert, dadurch ist die Randspaltbildung verringert (Haller und Klaiber 1989). Da auch während der Aushärtung des Einsetzzementes Spannungskräfte einen Druck von bis zu 1 - 2 MPa innerhalb der Kleberschicht entwickeln können, ist auch hier eine primär gute Passgenauigkeit anzustreben (Hickel und Kunzelmann 1990). So kann durch ein möglichst klein gehaltenes Zementvolumen das auftretende Schrumpfungsausmaß durch eine kompensatorische Kavitätendeformation nondestruktiv ausgeglichen werden (Lutz et al. 1991).

Durch die indirekte Herstellungsmethode am Modell ist auch eine exaktere Formgebung möglich (Wakefield und Kofford 2001, Jackson 1999). So ist z.B. an der mesialen Einziehung des oberen ersten Prämolaren eine exakte Randgestaltung durch die Matrizentechnik mit einer direkten Füllung nicht realisierbar, während ein Inlay am Modell passgenau gestaltet werden kann.

Ein weiterer Vorteil gegenüber der direkten Kunststofffüllung besteht in der Möglichkeit der extraoralen Nachvergütung. Dadurch werden innere Spannungen abgebaut und es wird eine höhere Monomer-Polymer-Konversion erreicht: ausgehend von einem Polymerisationsgrad von 60 - 70 % wird sie auf ca. 90 % erhöht (Haller und Klaiber 1989). Die hohe Polymerisationsrate birgt allerdings auch Probleme beim adhäsiven Einsetzen, die aber lösbar sind und auf die an späterer Stelle eingegangen werden soll (siehe Kapitel 2.2.3.2., Seite 29). Zur Vergütung können verschiedene Verfahren zur Anwendung kommen: die kombinierte Anwendung von Licht und Hitze, die isolierte Applikation von intensivem Licht, das Kochen in siedendem Wasser oder die hydropneumatische Heißpolymerisation (Geurtsen 1992). Ob die klinischen Eigenschaften, hier vor allem die Verschleißfestigkeit, durch die Nachvergütung verbessert werden können, ist allerdings strittig (Wendt und Leinfelder 1990, Krejci 1991, Reinhardt 1991).

Bei der Kavitätenpräparation adhäsiver Inlays müssen gewisse Grundsätze beachtet werden (Krejci 1992, Hickel und Kunzelmann 1997). Im Gegensatz zu konventionellen Inlays sind zur Verankerung keine Makroretentionen nötig, da die Befestigung adhäsiv erfolgt (Krejci 1992). Die Kavitätenwände sollten eine Divergenz von etwa 4 ° haben, bei direkter Herstellungsmethode etwas mehr. Eine Verwindung vom mesialen zum distalen Kasten ist hierbei auf jeden Fall zu vermeiden. Die frühere Empfehlung, die Kavitätenränder anzuschrägen, führte zu breiten Zementfugen mit massiven Abrasionen in dieser Zone. Die Kavität sollte daher von frakturfreien, eindeutig definierten, scharfen, nicht angeschrägten Rändern begrenzt sein (Hickel et al. 1992a, Burke und Qualtrough 1994). Der Boden sollte flach, und alle inneren Winkel sollten abgerundet sein. Um der - vor dem Einsetzen - recht frakturanfälligen Restauration die nötige Stabilität zu geben, ist eine Mindestkavitätentiefe von 1,5 mm und eine Mindestisthmusbreite von 2 mm einzuhalten (Burke und Qualtrough 1994). Jegliche dünn auslaufenden Ränder - sei es okklusal oder an den approximalen Extensionen - sind strikt zu vermeiden (Haller und Klaiber 1989).

Die Einteilung erfolgt nach dem Herstellungsmodus in:

Direkte Kompositinlays

Nach der Präparation, die sehr sorgfältig auszuführen ist, um keine Unterschnitte zu übersehen, und dem Legen einer geeigneten Unterfüllung wird der Zahn mit einer lichtdurchlässigen Kunststoffmatrize verkeilt. Nun erfolgt die Isolierung des Zahnes mit einem geeigneten Mittel und die schichtweise Modellation des Inlays. Das aus der Kavität entfernte Inlay wird in einem Lichtofen - oder mit einer anderen Vergütungsmethode - nachvergütet. Eventuelle kleine Korrekturen, wie der Aufbau eines Approximalkontaktes, können noch nach der Einprobe erfolgen, bis das Inlay dann adhäsiv eingesetzt wird. Von der Präparation bis hin zum Einsetzen des Inlays erfolgt alles in einer Sitzung (Haller und Klaiber 1989, Geurtsen 1992).

Semi-direkte Kompositinlays

Von der präparierten Kavität wird ein Abdruck genommen, der mit einem schnellhärtenden Silikon ausgegossen wird. Auf dem so erhaltenen Modell wird das Inlay im Labor modelliert, nachvergütet und noch in derselben Sitzung eingesetzt (Geurtsen 1992).

Diese Anfertigungsweise des Kompositinlays hat sich nicht durchgesetzt (Hellwig 1995).

Indirekte Kompositinlays

Der Ablauf erfolgt analog der Versorgung mit konventionellen Goldinlays: Nach Abdrucknahme wird der Zahn mit einem Provisorium versorgt. Die Herstellung des Kompositinlays erfolgt im Labor auf einem Superhartgipsmodell. Nachdem das Inlay nachvergütet wurde, wird es in einer zweiten Sitzung eingegliedert.

Sowohl bei direkt als auch bei indirekt hergestellten Kompositinlays zeigt sich eine große Variationsbreite der Zementfuge von 20 –120 µm (Hellwig 1995). Bei der direkten Herstellungsmethode ergeben sich vor allem beim Entfernen des Inlays aus der Kavität Probleme (Geurtsen 1992).

Ergebnisse von In-vitro-Untersuchungen zum Einsatz von Feinpartikel-hybridkompositinlays zeigen eine gute marginale Adaptation dieser im Schmelz, aber

verbesserungsbedürftiges Randschlussverhalten im Dentin (Krejci et al. 1993a, Glockner et al. 1998). Auch In-vivo-Studien von 1 - 5 Jahren Dauer konnten die gute Randdichtigkeit im Schmelz bestätigen (Van Dijken und Hörstedt 1996, Thordrup et al. 1994a, Krejci et al. 1994b, Krejci et al. 1994a).

Schlechte Langzeitergebnisse im In-vivo-Einsatz von Kompositinlays sind vor allem auf das verwendete Material zurückzuführen. So führte der klinische Einsatz des SR-Isosit-Inlays nach 7 Jahren zu einem Prozentsatz von 54,9 - 67,6 % an marginalen Defekten (Hannig 1996). Die Verwendung eines mikrogefüllten Komposites als Inlaymaterial, das herkömmlich als Kronen- und Brückenverblendmaterial eingesetzt wurde, führte in einer In-vivo-Studie nach 6,5 Jahren zu einer Verlustrate von 59 % (Krämer et al. 1996a).

Klinische Langzeitstudien über Inlays aus Feinpartikelhybridkompositen zeigen bessere Erfolge: in einer klinischen 5-Jahres-Studie berichten Thordrup et al. (2001) über eine Überlebensrate von 91,7 % bei indirekten und über 82,1 % bei direkten Kompositinlays, und auch Wassell et al. (2000) fanden nach dem klinischen Einsatz eines direkten Kompositinlays über den gleichen Zeitraum eine Misserfolgsquote von 17,5 %. Zu einer vergleichbaren Misserfolgsquote von 17 % kam Van Dijken (2000) nach dem In-vivo-Einsatz eines direkten Kompositinlays selbst nach 11 Jahren. Vergleiche mit direkten Kompositfüllungen über den gleichen Zeitraum zeigen allerdings weder Vor- noch Nachteile zugunsten der Kompositinlays (Wassell et al. 2000, Roulet 1997).

2.1.3 Keramikinlays

Die routinemäßige Herstellung von Keramikinlays fand bereits vor etwa 100 Jahren statt. Die Zementierung mit konventionellen Zementen brachte jedoch die bekannten Probleme (Zementauswaschung, ungenügende Stabilität des Inlays) mit sich, so dass Keramikeinlagefüllungen keine nennenswerte Bedeutung erlangten. Erst mit der Entwicklung der Adhäsivtechnik konnten ästhetisch und funktionell zufriedenstellende Versorgung erstellt werden.

Moderne Keramiken lassen sich in drei Hauptgruppen einteilen: die *Silikatkeramik* (oder auch *Glaskeramik*), die *Infiltrationskeramik* und die *Oxidkeramik*. Die *Glaskeramiken* bestehen vorwiegend aus natürlich vorkommenden Ausgangsstoffen wie Quarz, Feldspat und Kaolin. Sie werden vorwiegend manuell vom Zahntechniker verarbeitet und besitzen exzellente optische Eigenschaften. Da die maximal erreichbare Festigkeit 200 MPa nicht übersteigt, sind die Silikat/Glaskeramiken nur für Inlays, Onlays, Teilkronen und Veneers bei adhäsiver Befestigung geeignet. Die *Infiltrationskeramiken* erfahren eine deutliche Festigkeitssteigerung (400-600 Mpa) indem die Keramikporen mit Lanthanglas infiltriert werden. Das kreideartige Gerüst vor Infiltration wird entweder manuell vom Zahntechniker hergestellt, oder es werden fertige In-Ceram-Blocks für die CAD/CAM-Technik verwendet. Die Verblendung nach Infiltration erfolgt mit Aufbrennkeramik. Die *Oxidkeramiken* sind einfache Oxide wie Aluminiumoxid, Zirkonoxid, Titanoxid sowie komplexe Oxide wie Spinelle. Aufgrund ihrer verminderten Lichtdurchlässigkeit werden diese Werkstoffe nur als Kernmaterialien verwendet, die zum Erreichen einer ausreichenden Transluzenz nachfolgend aufbrennkeramisch verblendet werden. Die Festigkeit der Oxidkeramiken liegt mit bis zu 1200 MPa in einem Bereich, in dem Kronen und Brücken (3-gliedrig) im Seitenzahnbereich bei konventioneller Zementierung eingesetzt werden können (Luthardt et al. 2001a, Kern 2002b).

2.1.3.1 Konventionelle Herstellungsverfahren

2.1.3.1.1 Sinterkeramik auf Feldspat-Basis

Die Materialien zur Erstellung von Inlays auf Basis der Sinterkeramik (=Feldspatkeramik) stammen aus der Metallkeramik. Die Grundbestandteile sind Feldspat und Quarz, die vorher zu sogenannten "Fritten" gebrannt werden, wobei Siliziumoxid die glasbildende Grundsubstanz darstellt.

Die Herstellung der Inlays erfolgt auf Modellen aus einer festen Stumpfmasse, deren thermische Expansion auf die Inlaykeramik abgestimmt ist, um beim Brennvorgang die Spannungen in der Keramik zu reduzieren (Krejci et al. 1992b). Durch eine spezielle Schichttechnik in aufeinanderfolgenden Brennvorgängen wird die auftretende Schrumpfung der Keramik ausgeglichen, wobei eine hohe Packungsdichte des angemischten Keramikpulvers von Vorteil ist. Die Anzahl der Brennvorgänge ist dabei so gering wie möglich zu halten, um unkontrolliertes Kristallwachstum zu vermeiden. Abschließend erfolgt ein Glasurbrand.

Der Vorteil dieser Methode, die analog der Aufbrenntechnik angewandt wird, besteht darin, dass der Zahntechniker damit schon vertraut ist und dass dazu keine speziellen Geräte nötig sind (Schmalz et al. 1994). Durch die Schichttechnik ist eine individuelle Farbgestaltung möglich.

Nachteilig ist, dass das produzierte Keramikgefüge äußerst störanfällig ist und individuell vom Können, Geschick und der Tagesform des Technikers abhängt. Trotz Anwendung der Schichttechnik zum Ausgleich der Schrumpfung der Keramikmassen sind Ungenauigkeiten nie ganz zu vermeiden. Deshalb müssen die fertig gebrannten Inlays vom Techniker durch gezieltes Ausschleifen der Inlays an den Stumpf angepasst werden. Dementsprechend treten Fugenbreiten von 65 - 200 µm auf (Schmalz et al. 1994).

Ein weiterer Nachteil besteht in der Entstehung und Vergrößerung von Mikrorissen unter Belastung. Obwohl die Keramikmassen durch beigemengte Kristallisationskeime (= "Leucit-Verstärkung"), hinzugefügte Glasfasern oder einen

erhöhten Al_2O_3 -Anteil verstärkt werden, ist dennoch eine erhöhte Bruchgefährdung der fertigen Inlays vorhanden (Schmalz et al. 1994).

Klinische Studien von 6 - 7 Jahren Dauer zeigen Erfolgsquoten von 88 – 98 % (Blatz 2001).

2.1.3.1.2 Glaskeramiken im Gieß- oder Pressverfahren

Bei all diesen Systemen wird der Hohlraum der Modellation der Restauration nach dem Wachs ausschmelzen gemäß dem Lost-Wax-Prinzip im Guss- (z.B. Dicor, Ceraparl) oder Pressverfahren (z.B. IPS-Empress) gefüllt. Die gesteuerte Kristallisation, d. h. eine gleichmäßige Volumen Kristallisation, wird dabei einerseits durch sogenannte Keimbildner, andererseits durch eine geeignete Temperaturführung erzielt (Hickel und Kunzelmann 1997). Je mehr Keime einheitlicher Größe erreicht werden, desto höher ist die mechanische Festigkeit der entstandenen Glaskeramik (Hickel und Kunzelmann 1997).

Nachfolgend sollen zwei Systeme des Gießverfahrens - Dicor und Ceraparl - und IPS-Empress stellvertretend für die Systeme des Pressverfahrens kurz besprochen werden. In der praktischen Anwendung haben sich vor allem die Pressverfahren durchgesetzt.

2.1.3.1.3 Dicor

Die Entwicklung einer giessfähigen Glaskeramik zur kommerziellen Anwendung unter dem Namen Dicor (Dentsply Int. und Corning Inc.) geht auf Arbeiten Grossmanns im Jahre 1972 zurück. Das Material besteht aus vergießbarem Glas, in dem über die gesteuerte Volumen Kristallisation Kristalle gebildet werden. Als Kristallisationskeime dienen MgF_2 -Kristallite, mit denen sich eine hohe Keimzahl (Kristallphase 55 % vom Gesamtvolumen) bei geringer Kristallitgröße (1 - 2 μm) erreichen läßt (Hickel und Kunzelmann 1997).

Der Herstellungsprozess der Inlays gleicht demjenigen von Versorgungen aus Metalllegierungen. Nach dem Einbetten des in Wachs modellierten Inlays erfolgt der Guss. Es resultiert ein transparentes Gussobjekt amorpher Struktur. Durch eine spezielle Temperaturführung wird anschließend eine Keramisierung des erneut eingebetteten Inlays im Keramisierofen erzielt. Durch die dabei entstehenden Kristallite verliert das Gussobjekt seine Transparenz zugunsten einer leicht opaken Einfärbung, außerdem wird die Festigkeit signifikant erhöht (Hickel und Kunzelmann 1997, Rosenblum und Schulman 1997, Qualtrough und Piddock 1997, Schmalz et al. 1994, Strub 1992). Zur individuellen Farbgestaltung muss das fertige Gussobjekt mit Keramikfarben bemalt werden, die anschließend eingebrannt werden: diese dünne Schicht kann aber leicht durch Mastikation und insbesondere durch Einschleifen wieder verloren gehen. Dies führt nicht nur zu Einbußen in ästhetischer Hinsicht, sondern es werden auch poröse Schichten der Glaskeramik freigelegt (Schmalz et al. 1994). Bei dem System Dicor Plus, eine Weiterentwicklung der Firma Dentsply, ist es möglich, das Inlay mit Feldspatkeramik zu verblenden und dadurch eine haltbarere Farbgebung zu erzielen (Rosenblum und Schulman 1997). Durch diese Technik geht aber ein herausragender Vorteil, nämlich der der zahnähnlichen Abrasivität der Dicor-Keramik, verloren (Rosenblum und Schulman 1997).

Nach dem klinischen Einsatz von Dicor-Inlays über einen Zeitraum von 6 Jahren ergab sich eine Erfolgsrate von 76 % (Kaplan-Meier-Analyse) (Roulet 1997). Zum heutigen Zeitpunkt hat das Dicor-System keine klinische Bedeutung mehr (Kern 2002b).

2.1.3.1.4 Cerapearl

Die Vorstellung des Cerapearl-Systems erfolgte 1985 durch Hobo und Iwata. Die Grundzusammensetzung dieser Glaskeramik ist chemisch instabiles Oxylapatit, das sich unter Feuchtigkeitzufuhr in Hydroxylapatit umwandeln kann. Um die Oxylapatitkristallite zu erhalten, muss das eingebettete Objekt nach dem Grundglasguss 60 min bei einer Temperatur von 870 °C gehalten werden. Das

ausgebettete Inlay kann nach dem Aufpassen auf das Modell entweder auf Hochglanz poliert werden oder mittels eines Glasurbrandes mit einer glatten Oberfläche versehen werden (Hickel und Kunzelmann 1997). Bisher findet dieses System vor allem in der Facetten-Technik Anwendung (Strub 1992).

2.1.3.1.5 Glaskeramiken im Pressverfahren (z.B. IPS-Empress)

Der Urvater der Glaskeramiken im Pressverfahren ist das IPS-Empress-System von Ivoclar-Vivadent (Schaan, Liechtenstein). Das Kristallwachstum läuft über die gesteuerte Oberflächenkristallisation ab, hierbei entstehen nach relativ kurzer Zeit der thermischen Behandlung Leucitkristalle, welche gezielt von der Oberfläche ins Innere wachsen (Höland und Frank 1994). Das System basiert auf der Überlegung, die Porenstruktur der Keramik durch Heißpressen zu verdichten. Die Mikrostruktur der Keramik wird vorher optimiert, indem die Glasschmelze unter kontrollierten Bedingungen bereits beim Hersteller keramisiert wird. Dadurch lässt sich insbesondere die Festigkeit und die Bruchzähigkeit erhöhen (Hickel und Kunzelmann 1997). Die Erhöhung der Bruchzähigkeit wird durch die Ablenkung und Reflexion von Mikrorissen an den Leucitkristallen erklärt. Empress 1 eignet sich aufgrund der Festigkeit von ca. 220 MPa für Inlays, Onlays, Teilkronen und Veneers, die adhäsiv eingesetzt werden müssen (Kern 2002b).

Für die Anwendung von Kronen und engspannigen Brücken im Front/Prämolarenbereich eignet sich die Modifikation Empress 2 mit einer Festigkeit von 350 - 400 MPa. Die Festigkeitssteigerung wird über den Einsatz von Lithiumdisilikatkristallen erreicht, an denen innerhalb der Keramikstruktur Risse am Weiterlaufen gehindert werden (Kern 2002b).

Der Herstellungsprozess läuft vollautomatisch ab, wobei Press- und chemischer Brennvorgang gleichzeitig erfolgen. Die individuelle farbliche Anpassung der Inlays wird mit Keramikmal Farben ausgestaltet, die gebrannt werden. Der Herstellungsprozess ist mit dem Glasurbrand abgeschlossen.

Eine zweite Möglichkeit der Farbgestaltung besteht bei der Herstellung von Kronen. Dazu wird über ein Kronenkäppchen aus Empress-Keramik herkömmliche Sinterkeramik geschichtet (Hickel und Kunzelmann 1997). Ähnlich wie bei dem Dicor-System werden allerdings dadurch die mechanischen Eigenschaften beeinträchtigt. So fanden Lüthy et al. in einer In-vitro-Studie, dass die Biegefestigkeit im Vergleich zum nicht verblendeten Material herabgesetzt ist (Lüthy et al. 1993).

Klinische Studien kommen zu unterschiedlichen Ergebnissen hinsichtlich der Randdichtigkeit. Krejci et al. (1992a) berichten über einen Prozentsatz von nur 66,8 % randdichten Empress-Inlays nach dem Einsatz über 1,5 Jahre bei 10 Inlays, wohingegen Studer et al. (1996) nach dem Einsatz von 130 Inlays nach 2 Jahren eine Randdichtigkeit von 87 % nachweisen. Zu vergleichbaren Ergebnissen kommen Tidehag und Gunne (1995): 84 % Randdichtigkeit bei einer Gruppe von 62 Inlays nach 2 Jahren.

Klinische Langzeitstudien bestätigen diese Ergebnisse: nach 6 Jahren können Frankenberger et al. (1998) 94 % Erfolgsrate ermitteln, während Kern (2002a) über einen Anteil von über 85 % von Zähnen berichtet, die über einen Zeitraum von 10 Jahren erfolgreich mit Empress-Inlays versorgt wurden.

Zusammenfassend bleibt festzustellen, dass bei glaskeramischen Materialien im Gieß- und Pressverfahren der hohe technische und investive Aufwand als nachteilig zu betrachten ist.

Vorteilhaft ist hingegen die relativ gute Passgenauigkeit dieser Werkstoffe von durchschnittlich 95 µm (Schmalz et al. 1994).

2.1.3.2 CAD/CAM-Verfahren zur Herstellung von keramischem Zahnersatz

Die Herstellung festsitzender Restaurationen nach dem CAD-CAM-Prinzip lässt sich prinzipiell in drei Schritte unterteilen: Information sammeln (Kamera, Abtaster), Restauration entwerfen (CAD = Computer Aided Design) und Restauration herstellen (CAM = Computer Aided Manufacturing) (Rekow 1991). Der Automatisierungsgrad ist bei den verschiedenen Systemen unterschiedlich stark ausgeprägt, je nachdem

ab welcher Stelle der Herstellungsprozess computerunterstützt abläuft. Im Idealfall läuft im Produktionsvorgang von der Datenerfassung des zu versorgenden Zahnes bis zur Herstellung der fertigen Restauration alles komplett automatisch ab (Mehl und Hickel 1999).

Die Besonderheit der maschinellen Herstellungsverfahren besteht darin, dass die Formgebung subtraktiv, also abtragend aus vorgefertigten Materialblöcken erfolgt. Waren die ursprünglichen Bemühungen im Bereich der CAD/CAM-Systeme zunächst auf die Bearbeitung von Titan ausgelegt (DCS, Procera), konzentrieren sich die aktuellen Entwicklungen auf industriell hergestellte Hochleistungskeramiken (Oxidkeramiken zur Glasinfiltration, Hartkernkeramiken wie vor- oder endgesinterte Zirkoniumoxidkeramiken)(Luthardt et al. 2001a). Industriell vorgefertigte Keramiken haben den Vorteil, dass sie unter standardisierten Bedingungen auf einem gleichbleibend hohem Qualitätsniveau industriell hergestellt werden (Schmalz et al. 1994). Sie erfüllen somit höchste Ansprüche an Reinheit, Homogenität und Festigkeit (Luthardt et al. 2001a).

Neben den Hochleistungskeramiken verarbeiten die heutigen CAD/CAM-Systeme Feldspatkeramik und Silikatkeramik, aber auch EM-Legierungen, Titanblocks und Kunststoffe. Der Schwerpunkt des Einsatzes der CAD/CAM-Systeme im Labor liegt bei Gerüsten für Kronen und 3-gliedrigen Brücken, die verblendet werden (Luthardt und Kern 2002).

Information sammeln / Datenerfassung

Die Mindestanforderung der zu erfassenden Daten für einzelne Inlays oder Kronengerüste sind die Oberflächendaten des präparierten Zahnes. Mit zunehmender Komplexität der zu erstellenden Restauration müssen auch Informationen der Nachbarzähne, der Relation mehrerer Stümpfe zueinander oder der antagonistischen Zahnreihe erfasst werden (Luthardt et al. 2001a). Grundsätzlich wird zwischen taktilen und berührungsfreien optischen Verfahren unterschieden. Der taktile Sensor tastet den präparierten Stumpf mechanisch ab, dabei sind Form und Größe des Tasters entscheidend für die Erfassung feiner Strukturen (Luthardt et al. 2001a). Optische Sensoren nutzen meist das Grundprinzip der Triangulation, bei der

Projektor- und Detektoreinheit in einem bekannten Winkel zueinander stehen. Projiziert werden Laserpunkte oder -linien bzw. strukturiertes Weißlicht. Als Detektor arbeiten CCD-Kameras (Charged Coupled Devices = ladungsgekoppelte Bauelemente). Bei der Triangulation können - im Falle tiefer Präparationen und tiefer approximaler Kästen - Kavitätenwände und Nachbarzähne das Messfeld abschatten. Diese Abschattungsprobleme treten bei neueren kollinearen Messverfahren, bei denen der Beleuchtungs- und der Beobachtungsstrahlengang auf der gleichen Achse liegen, nicht auf. Als Messsysteme kommen Punkt-, Linien- oder Flächensensoren zum Einsatz, wobei letztere am schnellsten, aber auch am ungenauesten sind. Für eine möglichst präzise Abtastung der Präparation wird sie von verschiedenen Seiten gemessen (Kern und Mehl 2002).

Zur Vermeidung der Reflexion an der Zahnoberfläche muss im Zuge einer möglichst genauen Messung intraoral der zu vermessende Zahn trockengelegt und mit weißem Pulver oder Lack beschichtet werden. Bei extraoralen Messungen bieten Gipsmodelle optimale Vermessungsvoraussetzungen (Kern und Mehl 2002).

Die Messzeit beträgt, abhängig von der Datenmenge und dem verwendeten System, im Mittelwert 3 - 5 min, bei einem Messfehler von 10 – 30 μm (Luthardt et al. 2001a).

CAD

Für die CNC-Fräsmaschine (Computer Numeric Control) muss eine NC-gerechte Aufbereitung der Konstruktion erfolgen. Die minimale Anforderung an die CAD-Software ist das Auffinden der Präparationsgrenze und die Festlegung der Gerüststärke. Bei Brückenkonstruktionen müssen die Lage und Form der Zwischenglieder und die Querschnitte der Konnektoren festgelegt werden. Da die Kauflächengestaltung mathematisch nur schwer zu erfassende Formen enthält, muss die Software auf Hilfestellung zurückgreifen: entweder auf gespeicherte Informationen aus sogenannten "Zahnbibliotheken" oder auf ein natürliches Vorbild (Zahn vor der Präparation, Zahn der Gegenseite, Wachsmodellation, Registrat, Antagonist). Aktuelle Forschungsarbeiten haben zum Ziel, die statische und dynamische Okklusion am Bildschirm zu simulieren und darüber die optimal

funktionell geformte Kaufläche zu gestalten (Kern und Mehl 2002). Die Software ist mit Oberflächen wie z. B. Windows anwenderfreundlich ausgerichtet, trotzdem führen die immer zahlreicheren Interaktionsmöglichkeiten (z. B. Möglichkeit der Bearbeitung der Präparationsgrenze, Zementspaltvariation zur Modifikation der Passgenauigkeit) zu komplexer Software mit hohem Schulungsaufwand (Luthardt et al. 2001a).

CAM

Über das CAM-Modul werden die Fräsbahnen für die CNC-Maschine generiert. Der NC-Prozessor muss bei der Berechnung Bearbeitungswege, Werkzeuge, Vorschübe und Zustellungen berücksichtigen. Hinsichtlich der Oberflächenbearbeitung der Keramikblöcke gilt es gewisse Grundsätze zu beachten. Generell sind die Möglichkeiten, keramische Werkstoffe so zu bearbeiten wie metallische oder organische Polymerwerkstoffe, stark begrenzt, vor allem bei spanender Abtragung. Die gängige Bearbeitung erfolgt mit Diamantwerkzeugen, wobei die physikalischen Eigenschaften der Keramik zu geringer Standzeit der Werkzeuge, niedrigen Zeitspannvolumina und zu schlechterer Oberflächenqualität bis hin zu ausgeprägten Randzonenschädigungen führen können (Hahn und Löst 1992a). Insbesondere die Biegefestigkeit des fertigen Werkstücks wird durch präparationsbedingte Schwachstellen auf der Oberfläche vermindert (Marx 1993). Die Schleifschäden lassen sich durch optimale Einstellung der Geometrie der Schleifwerkzeuge und der Parameter der Schleifmaschine wie z.B. Schnittgeschwindigkeit, Schleifrichtung und Zustellung minimieren (Hickel und Kunzelmann 1997), wobei sich die Anforderungen an eine optimale Bearbeitung äußerst komplex gestalten (Hahn und Löst 1992a). Die Fräsmaschine weist bis zu 5 Achsen auf: 3 lineare und zwei rotatorische. Die Rotationsachsen dienen dazu, auch Hinterschneidungen fräsen zu können und ermöglichen eine optimale Anstellung des Werkstücks, wodurch eine höhere Oberflächengüte und Maßgenauigkeit erreicht wird. Mit zunehmender Anzahl der Bewegungsachsen und damit zunehmendem Freiheitsgrad steigt jedoch auch die Komplexität des Systems, bedingt durch die Kollisionsprüfung. Darunter versteht man eine Abstimmung der Bewegungsbahnen untereinander, so dass eine Verletzung des Werkstücks vermieden wird (Luthardt et al. 2001b).

Die verschiedenen Keramikarten unterscheiden sich hinsichtlich ihrer Bearbeitbarkeit:

Silikatkeramik weist durch die lichtleitende Transluzenz eine hervorragende Ästhetik auf, ist aber hinsichtlich ihrer mechanischen Festigkeit nur begrenzt bearbeitbar. Durch ihre poröse Grundstruktur ist die Infiltrationskeramik leicht zu bearbeiten, ihre endgültige Festigkeit erlangt sie durch die Infiltration mit Lanthanglas in einem Sinterbrand nach der Fräsung. Dichtgesinterte Aluminiumoxid- und Zirkonoxidkeramiken stellen aufgrund ihrer Härte hohe Anforderungen an die Schleifwerkzeuge, die Verarbeitung ist zudem zeit- und kostenintensiv. Die Verarbeitung kann vereinfacht werden, indem diese Keramiken im vorgesinterten Zustand als „Grünling“ beschliffen werden. Die Restauration wird dabei um ca. 20 – 25 % vergrößert hergestellt, um die Schrumpfung im nachfolgenden Sinterbrand, bei dem die endgültige Härte erreicht wird, auszugleichen. Einbußen hinsichtlich der Passgenauigkeit sind allerdings zu erwarten, weil die Schrumpfung im Sinterprozess richtungs- und volumenabhängig stattfindet (Luthardt und Kern 2002).

2.1.3.2.1 Das Cerec-System (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim)

Das Cerec-System (Markteinführung Cerec I: 1989) ist das bekannteste und am meisten verbreitete computerunterstützte Herstellungsverfahren von Zahnrestorationen (Mehl und Hickel 1999). 1985 von Mörmann und Brandestini erstmals der Weltöffentlichkeit vorgestellt, wurde es seither etliche Male weiterentwickelt: 1994 zur Cerec II-, 2000 zur Cerec III- und Cerec Scan- und im Jahre 2003 zur Cerec 3D- und Cerec InLab-Version. Die Oberflächenerfassung erfolgt nach dem Prinzip der aktiven Triangulation. Das Objekt wird hierbei von der einen Richtung beleuchtet und von einer anderen Richtung über eine intraorale Kamera beobachtet. Die Registrierung der Kavitätenausdehnung geschieht über die tiefenabhängige Deformation von Lichtlinien. Um Fehlerquellen durch mögliche Abschattungen und Reflexbildungen auszuschalten, wird die Oberfläche mit einem Puder beschickt (Hickel und Kunzelmann 1997). Allerdings kann die

Puderschichtstärke von 20 – 40 µm zu Ungenauigkeiten in der Passung führen (Hickel und Kunzelmann 1997, Schmalz et al. 1994).

Es resultiert ein Videobild der Kavität. In der neuesten Cerec-3D-Version wird die Präparationsgrenze automatisch erkannt. Während der Konstruktion und Ausgestaltung des Inlays kann der Benutzer zwar jederzeit verändernd eingreifen, im Idealfall muss er jedoch nur noch die Befehle für die einzelnen Konstruktionsabschnitte bis hin zum letztlichen Schleifbefehl eingeben.

Zur subtraktiven Bearbeitung stehen sowohl Keramik- als auch Kompositblöcke zur Verfügung. Zugunsten der Verwendung von Kompositblöcken (z.B. Paradigm MZ 100, 3M, St.Paul, MN, USA) spricht, dass hierbei der Antagonistenverschleiß im Vergleich zu den Keramikblöcken am geringsten ausfällt, allerdings bei höherem Kompositblockverschleiß als bei den Keramiken (Kunzelmann et al. 2001). Als Keramikblöcke werden Vita MK I (Vita, Bad Säckingen), Vita MK II (Vita, Bad Säckingen), Dicor MGC (=Machinable glass ceramic) (Corning Inc., Corning N.Y., USA) und aktuell auch Pro CAD (Ivoclar-Vivadent, Ellwangen) und In-Ceram Spinell (Vita, Bad Säckingen) verwendet. Bei In-Ceram Spinell handelt es sich um mit Lanthanglas infiltrierte Aluminiumoxid-Keramik. Das Material zeichnet sich durch sehr gute Festigkeitswerte aus, ist allerdings im Chairside-Verfahren nicht anwendbar, da Farbcharakterisierung und Infiltration im Labor erfolgen müssen.

Während Dicor MGC durch gesteuerte Kristallisation aus einer Glasphase entsteht, handelt es sich bei Vita MK II um stranggepresste Leucitkeramik, die durch ein spezielles Sinterverfahren hergestellt wird, wodurch eine besonders hohe Gefügehomoogenität bei sehr kleinen Einzelbestandteilen von ca. 4µm erreicht wird (Schmalz et al. 1994, Hickel, Kunzelmann 1997). Vita MK II zeichnet sich im Gegensatz zu Vita MK I durch feinere Leucitkristalle aus (Rosenblum und Schulman 1997). Die ProCAD-Keramik hat die gleiche Zusammensetzung wie die IPS-Empress-Keramik: es handelt sich hierbei also um Glaskeramik mit kristallinem Anteil aus Leuzit. In Verbindung mit einer Glasur weist ProCad im Gegensatz zu Vita MK II genügend Festigkeit auf, um für adhäsiv befestigte Kronen verwendet werden zu können (ProCAD - Wissenschaftliche Dokumentation 2002).

Durch einen hohen kristallinen Anteil bei gleichzeitig hoher Transluzenz der glaskeramischen Materialien wird der sogenannte "Chamäleoneneffekt" ausgelöst. Das bedeutet, dass sich die Farbe der Restauration - in gewissen Grenzen - der natürlichen Einfärbung des Zahnes anpassen kann (Hickel und Kunzelmann 1997). Dadurch wird ein in ästhetischer Hinsicht entscheidender Nachteil teilweise gelöst: die Restauration wird aus einem Keramikblock mit einer einzigen Grundfarbe herausgefräst. Farbschattierungen können zwar im nachhinein aufgemalt werden, sind aber kein Bestandteil des automatischen Herstellungsvorganges (Rekow 1993). In der ursprünglichen Cerec-I-Version war nur eine Erstellung von Inlays und einfachen Veneers möglich. Zudem war eine zufriedenstellende okklusale Gestaltung durch die diamantierte Schleifscheibe nicht möglich (Hofmann und Klaiber 1990). Seit das System 1994 mit der Cerec-II-Version aufgewertet wurde, ist die Fräsung eines groben okklusalen Reliefs und die Fertigung von Onlays und Kronen möglich gemacht worden. Die Schleifeinheit wurde um einen zylindrischen Diamanten erweitert, außerdem wurden die Bedienerführung und die Genauigkeit der 3D-Kamera verbessert (Peters et al. 1996). Grobe okklusale Gestaltungen wurden somit möglich gemacht, wobei man grundsätzlich zwischen mehreren Möglichkeiten wählen kann: die lineare Interpolation zwischen bukkaler und oraler Kavitätenwand, wobei die Höckerabhänge verlängert werden, die schon in der Cerec-I-Version möglich war (Extrapolationsmodus) und die Möglichkeit einer zweiten optischen Vermessung (Korrelationsmodus I+II). Hierbei kann entweder der Zahn vor der Präparation oder eine modellierte Kaufläche zur Gestaltung genutzt werden (Hickel und Kunzelmann 1997, Mehl und Hickel 1999). Dennoch war aber die okklusale Ausgestaltung bisher vor allem durch die Grobheit der Schleifwerkzeuge begrenzt, so dass eine Nacharbeitung der Kaufläche durch den Behandler noch in jedem Fall nötig war. Ein erheblicher Nachteil ist bei diesem System daher in dem Zeitaufwand zu sehen, der dem Behandler durch die nachträgliche okklusale Ausarbeitung des Inlays entsteht (Rekow 1993).

Eine weitere Verbesserung hinsichtlich der okklusalen Gestaltung ergab sich mit der Einführung der Cerec-III-Version Anfang 2000. Die Änderungen umfassten:

- die räumliche Trennung zwischen der Datenerfassung mit Konstruktion und der Fräseinheit (modulares System)
- Software auf Windows-Basis
- die Möglichkeit der Abtastung konventionell hergestellter Modelle durch einen wahlweise in die Fräseinheit integrierbaren Laser-Punkt-Sensor (Cerec-Scan)
- den Ersatz der Schleifscheibe durch einen zweiten Fingerschleifer (Bornemann et al. 2001)

Vor allem durch die weiterentwickelte Software und durch die abgeschrägten Schleifwerkzeuge ist eine bessere Oberflächengestaltung möglich gemacht worden, wodurch die Restauration weniger nachkonturiert und finiert werden musste (Tsotsos 2001). Die funktionsorientierte Oberflächengestaltung anhand der Einbeziehung eines Bissregistrates war nun einfacher realisierbar (Wiedhahn 2001, Mörmann und Bindl 2000).

2003 erfolgte eine Weiterentwicklung der Cerec-Software (Cerec-3D). Vor allem die Bildqualität mit dreidimensionaler Kavitätendarstellung und damit die Benutzerführung wurde hierdurch vereinfacht. Die Möglichkeit intraoral mehrere Aufnahmen von der Kavität zu „schießen“, die intern vom System miteinander verglichen werden, und die Optimierung der Verarbeitung der Aufnahmedaten, der Konstruktionsabläufe sowie der Schleifsteuerung sollen, laut Herstellerangaben, eine gesteigerte Präzision gewährleisten.

Parallel dazu wurde mit Cerec-InLab dem schnell voranschreitenden CAD/CAM-Markt Rechnung getragen: dies ist ein reines Labside-System, zugeschnitten auf die Verarbeitung von Infiltrationskeramik (Vita Inceram -Zirconia, -Alumina, -Spinell und -Zirkoniumoxid) für Kronen- und Brückengerüste, die anschließend noch verblendet werden müssen (Luthardt 2001b).

Auch die Passgenauigkeit ist durch die Weiterentwicklung des Cerec-Systems verbessert worden. Da es im Bereich der Zementfuge zu ausgeprägten Abrasionen kommen kann (Hofmann et al. 1990, Rekow 1993), ist ein möglichst passgenaues Inlay und eine daraus resultierende geringe Zementfuge anzustreben. Während die Passgenauigkeit der Cerec-I-Version bei 80 - 190 µm lag (Rekow 1993, Bronwasser et al. 1991, Mörmann und Krejci 1992, Hickel und Kunzelmann 1990, Rose et al.

1990), liegt sie bei der Cerec-II-Version im Mittel bei 50 - 75 µm (Peters et al. 1996, Schug et al. 1995, Brunner 1996). Um die primäre Passung zu optimieren, ist eine einfache, geradlinige Inlay-Präparation mit abgerundeten approximalen Kästen vorzuziehen (Peters et al. 1996, Hickel und Kunzelmann 1990). Auch die Puderbeschickung zur Vorbereitung der optischen Vermessung muss äußerst vorsichtig durchgeführt werden, da eine zu dicke Puderschicht zu Passungenauigkeiten von bis zu 600 µm führen kann (Rekow 1993).

Die Langzeitergebnisse des klinischen Einsatzes von Cerec-Inlays sind sehr gut: Otto und De Nisco (2002) berichten über einen Anteil von 90,4 % erfolgreicher Inlays nach 10 Jahren und zu einem ähnlichen Ergebnis (84,9 % Erfolgswahrscheinlichkeit nach Kaplan-Meier) kommen Reiss und Walther (2000) nach einem Zeitraum von 11,8 Jahren.

2.1.3.2.2 Weitere CAD/CAM Systeme

Nachdem sich in diesem Sektor in den letzten Jahren in der produzierenden Industrie sehr viel getan hat und die Entwicklungen weiter andauern, sollen an dieser Stelle nur die derzeit erhältlichen Systeme aufgezählt werden.

Mit einer mechanischen Datenerfassung arbeiten die Systeme *Celay* (Mikrona Technologie AG), *Procera* (Nobel Biocare Deutschland GmbH) und *Triclone 90* (Renishaw GmbH). Eine optische (extraorale) Datenerfassung mittels Laser nutzen die Systeme *Bego Medifactoring* (Bego Medical), *Cad.esthetics* (Cad.esthetics AB), *Cercon smart ceramics* (DeguDent GmbH), *Cerec* (Sirona Dental Systems GmbH) (bei intraoraler Datenerfassung wird bei dem Cerec-System die Streifenprojektion genutzt), *DCS-Dental* (DCS Dental AG), *Dental CAD/CAM GN-1* (GC Corporation), *EDC* (Wieland Dental), *Etkon* (etkon AG), *WOL-Ceram-EPC-CAM* (Wol-Dent GmbH) und das *ZFN-Verfahren*, *Xawex Dentalsystem* (I-Mes); optische (extraorale) Datenerfassung mittels Weißlichtprojektion kommen bei den Systemen *diGident* (Girrbach Dental GmbH), *Everest* (KaVo Elektrotechnisches Werk GmbH) und *Lava* (3M ESPE Dental AG), mittels Farblight bei dem System *Pro 50*, *Wax Pro*

(CynovadSM) zum Einsatz. Das Cicero (Computer Integrated Ceramic Reconstruction)-System (Cicero Dental Systems B.V.) wird zur Zeit überarbeitet und bei dem *ce.novation*-System (ce.novation) können beliebige Datenerfassungsmöglichkeiten genutzt werden.

2.2 Adhäsivtechnik

Neben dem ungünstigen Wärmeausdehnungskoeffizienten ist es vor allem die Polymerisationsschrumpfung, die eine klebende Verankerung der Komposite an die Zahnhartsubstanz erfordert. Daher kommt der adhäsiven Verbindung eine Schlüsselrolle bei der Anwendung von Kompositen zu.

2.2.1 Schmelz-Ätz-Technik

Mit der Einführung der Schmelz-Ätz-Technik, die auf Arbeiten Buonocores (1955) zurückgeht, konnte das Problem der marginalen Randspaltbildung herkömmlicher Kunststofffüllungen auf ein akzeptables Maß reduziert werden. Idealerweise kann ein initial spaltfreier Abschluss der Kompositrestauration im Schmelzbereich erzielt werden (Krejci 1992). Dazu müssen jedoch einige Voraussetzungen erfüllt sein: so müssen die Applikationszeiten exakt eingehalten werden, der zu behandelnde Zahn ist absolut trockenzulegen und eine Kontamination des Ätzmusters mit Blut oder Speichel ist in jedem Fall zu vermeiden (Stoll et al. 1999). Bei Beachtung dieser Grundsätze werden die äußersten 5 µm der Schmelzschicht vollständig weggelöst, darunter erfolgt eine selektive Auflösung der Prismenperipherien oder -zentren, im prismenfreien Schmelz eine weniger ausgeprägte Auflösung der Kristallite (Lutz et al. 1993). Daraus ergibt sich ein retentives Ätzmuster mit einer stark reagiblen, vergrößerten Oberfläche (Lutz et al. 1993, Krejci et al. 1992b). Eine Benetzung und mikromechanische Haftung durch hydrophobe Adhäsive wird somit ermöglicht. Die maximal mögliche Verbundkraft liegt im Bereich von 13–20 MPa, was in etwa der

Eigenfestigkeit des Schmelzes entspricht und sie, je nach Mikromorphologie des Schmelzes, auch übertreffen kann (Lutz et al. 1993, Krejci et al. 1992b). Mit der Einführung selbstätzender Dentinadhäsive kann nun auf eine selektive Schmelzätzung verzichtet werden (siehe auch Kapitel 2.2.2).

2.2.2 Dentinhaftung und Dentinadhäsive

Ein befriedigender Randschluss im Dentin ist im Gegensatz zum Schmelzbereich trotz zahlreicher Fortschritte und Weiterentwicklungen schwieriger zu erzielen. Das Problem besteht darin, eine mikromechanische Haftung des hydrophoben Kunststoffes im an sich hydrophilen Dentin zu etablieren. Eine zusätzliche Erschwernis stellt die durch mechanische Dentinbearbeitung entstehende "Schmierschicht" dar. Sie besteht aus anorganischen und organischen Dentinpartikeln, ist mit Mikroorganismen infiziert und kann durch Bürsten oder Spülen nicht entfernt werden (Lambrechts et al. 2001).

Die klassische Einteilung der Dentinadhäsive geht von einer separaten Schmelzätzung oder dem sogenannten "Total-Etching" aus und wird nach Generationen klassifiziert. Mit der Entwicklung selbstätzender Systeme wird zunehmend eine neue Klassifizierungsart verwendet, die sich auf die Anzahl der klinischen Arbeitsschritte und die Art der Interaktion Adhäsiv/Dentin bezieht (Frankenberger 2001).

Die ersten beiden Generationen der Dentinadhäsive haben nie das Potential für klinische Anwendungen erreicht, wobei bei der ersten Generation die Schmierschicht vollständig entfernt wurde und bei der zweiten Generation eine Ankopplung an die Schmierschicht erfolgte.

Klinische Erfolge wurden erst ab der dritten Generation dokumentiert (Krämer et al. 1999a). Nach einer selektiven Schmelzätzung mit 30 - 40%iger Phosphorsäure und Trocknung der Kavität wird eine selbstätzende Primerlösung, ein "Condi-Primer", aufgetragen. Er bewirkt eine Auflösung der Schmierschicht und demineralisiert oberflächlich das darunterliegende Dentin. Durch die im Primer enthaltenen

amphiphilen Moleküle werden die kollagenen Fasern imprägniert und für das nachfolgende Umfließen mit einem Bondingharz vorbereitet (Nakabayashi und Takarada 1992). Da der Primer nur verblasen wird, werden die gelösten Bestandteile der Schmierschicht und des Dentins in die Verbundzone zwischen Komposit und Dentin, der sogenannten Hybridschicht, mit einbezogen (Nakabayashi et al. 1992).

Da bei kleinen Kavitäten eine selektive Schmelzätzung nicht immer umsetzbar war, wurden die Dentinadhäsive der vierten Generation bzw. vom Typ 1 (3 klinische Arbeitsschritte: Etchant – Primer – Bond; Schmierschicht wird entfernt) entwickelt. Hierbei wird Schmelz und Dentin simultan mit Phosphorsäure angeätzt („Total-Etching“) und der Primer dient mittels amphiphiler Moleküle lediglich dem Brückenschlag zwischen hydrophilem Dentin und hydrophobem Kunststoff (Van Meerbeek et al. 1994). Die Trocknung vor dem Auftrag des Bondingharzes muss äußerst vorsichtig erfolgen, da eine zu starke Trocknung einen Kollaps des Kollagennetzwerks zur Folge hätte („Wet-Bonding“) (Blunck und Roulet 1999). Bei korrekter Anwendung weisen Dentinadhäsive dieser Generation die höchsten Haftwerte auf (Tanumiharja et al. 2000).

Mit der fünften Generation wurden die sogenannten „One-Bottle-Bonds“ entwickelt, es befindet sich also das Bondingsystem, das sowohl für die Penetration sorgt als auch als Verbindungsmediator dient, in einem Fläschchen. Nach neuer Klassifizierungsart werden diese Dentinadhäsive dem Typ 2 (2 klinische Arbeitsschritte: Etchant + Primer/Bond; Schmierschicht wird entfernt) oder dem Typ 3 (2 klinische Arbeitsschritte: Etchant/Primer + Bond; Schmierschicht wird durch selbstätzenden Primer aufgelöst) zugeordnet. Obwohl die Resultate schlechter als die der aufwändigeren Systeme ausfallen, sind diese Adhäsive aufgrund der zumindest suggerierten vereinfachten Anwendung Marktführer geworden (Perdigao und Lopes 1999).

Mit der Einführung der sechsten Generation bzw. des Typ 4 (1 klinischer Arbeitsschritt, Schmierschicht wird durch selbstätzende Komponente/ Phosphorsäureester aufgelöst) wurde die Anwendung nochmals vereinfacht, da ohne zusätzliche Phosphorsäureätzung Schmelz und Dentin in einem Arbeitsschritt als Bindungspartner gewonnen werden können. Aufgrund der Instabilität des aktivierten

sauren Phosphorsäureesters müssen die einzelnen Komponenten des Adhäsivsystems allerdings unmittelbar vor Applikation gemischt werden (Perdigao und Lopes 1999).

2.2.3 Adhäsive Zemente und Einsetztechniken

Analog der Zahnoberfläche muss auch die Oberfläche des Keramik- bzw. Kompositinlays zum Erreichen eines optimalen Verbundes vorbehandelt werden. Als Verbundpartner dienen adhäsive Zemente.

2.2.3.1 Vorbehandlung der Keramik

Der Keramikwerkstoff ist ein hydrophiles Material, der beim Einsetzen eines Keramikinlays mit einem hydrophobem Kunststoff belastungsresistent verbunden werden muss. Zur Vermittlung bedient man sich der Stoffklasse der Silane: sie haben einen hydrophoben Anteil, der eine chemische Bindung mit der anorganischen Phase des Einsetzkomposits eingeht, und einen hydrophilen Anteil der sich mit dem Silizium der Keramik chemisch verbindet (Geurtsen 1992). Die Keramikoberfläche sollte zuvor konditioniert werden. Das mikromechanische Ätzmuster wird durch Ätzung mit 3 - 5%igen Flusssäuren (z.B. "Cerec-Etch", Vita), 10%igem Ammoniumbifluorid (NH_4HF_2) (z.B. bei Dicor) oder durch Säurekombinationen von Flusssäure mit Salpeter- oder Salzsäure erzielt (Hickel und Kunzelmann 1997, Krejci et al. 1992b). Die Ätzdauer liegt, je nach verwendeter Keramik, meist um die 60 sek. Für das Empress-System wird von Hofmann et al. eine Ätzdauer von 120 sek. empfohlen, um die krustenartige Oberfläche, die bei dem Pressvorgang entsteht, weitestgehend zu entfernen (Hofmann et al. 1993b). Bei der Hi-Ceram Keramik kann aufgrund der porösen Oberflächenstruktur auf eine Ätzung verzichtet werden, ohne dass dabei die Haftkräfte absinken (Krejci 1992).

Oft wird nach erfolgter Anätzung und Silanisierung die zusätzliche Applikation eines Versieglervorstriches empfohlen (Hofmann und Klaiber 1990, Krejci et al. 1992b). Nach Einführung der Ultraschall – Einsetztechnik, die eine vollständige Benetzung sowohl der Keramik- als auch der Schmelzoberfläche ermöglicht, scheint dieser Schritt jedoch nicht mehr nötig zu sein (Noack et al. 1993, Ebert und Petschelt 1996, Kielbassa et al. 1997).

Das Resultat dieser Vorbehandlung der Keramik ist ein relativ belastungsresistenter Verbund, der hydrolytisch stabil ist. Die erzielten Haftkräfte können die Kohäsion der Keramik bzw. des Zementierungskomposits teilweise übertreffen (Krejci et al. 1992b).

2.2.3.2 Vorbehandlung des Komposits

Anfänglich wurde eine mechanische Aufrauhung der Kompositoberfläche evtl. in Verbindung mit einer Anätzung durch 37%ige Phosphorsäure und die anschließende Applikation eines Versieglervorstriches für ausreichend gehalten. Hierbei wird die Haftung durch eine Kombination aus mikromechanischer Verzahnung und chemischer Bindung erzielt. Die chemische Verbindung erfolgt durch Copolymerisation freier Radikale des Kompositwerkstoffes. Die hierüber maximal erreichbare Haftkraft ist geringer als die Kohäsionskraft des Komposits (Krejci et al. 1992b). Als problematisch zu beurteilen ist zudem der Verbund bei Kompositen, die durch spezielle Verfahren nachvergütet werden, da nicht genug freie Restradikale im Komposit zurückbleiben: z.B. homogene Mikrofüllerkomposite, die bei 120 °C Hitze in Wasser und 6 bar Druck direkt polymerisiert werden (Haller und Klaiber 1989, Haller et al. 1990a, Krejci et al. 1992b, Krejci et al. 1994a, Hannig 1996).

So wird in jüngster Zeit auch bei Kompositinlays sowohl die Anätzung mittels Flusssäure als auch die Applikation eines Silans zur Haftungsvermittlung empfohlen (Krejci et al. 1994a, Krämer et al. 1996b). Einen noch stabileren Verbund garantiert, nach Krämer, die Anwendung des Rocatector-Verfahrens (Espe), das zu einer

Aufräufung und einer Silikat-Beschichtung in einem Arbeitsschritt führt (Krämer et al. 1996b).

2.2.3.3 Adhäsive Zemente

Die Zemente zum Einsetzen adhäsiver Inlays basieren auf herkömmlichen Kompositen für Seitenzahnfüllungen. Eine Einteilung kann nach dem Aushärtungsmodus oder nach der Viskosität des Zementes erfolgen.

Einteilung nach dem Härtingsmodus

Man unterscheidet dualhärtende Zemente von rein lichthärtenden Zementen. Dualhärtende Einsetzkomposite sind sowohl licht- als auch chemisch härtend. Der Aushärtevorgang wird durch Bestrahlung mit einer UV-Lampe ausgelöst. Das Licht kann jedoch nur bis zu einer gewissen Tiefe eindringen, die bei Kompositinlays maximal 2 mm, bei Keramikinlays maximal 3 mm beträgt (Hickel und Kunzelmann 1997). Auch unterhalb dieser Bereiche, so z.B. unter großen Restaurationen oder in schlecht zugänglichen Bereichen wird durch die chemisch härtende Komponente dieser Zementart eine komplette Aushärtung gewährleistet (Hofmann und Klaiber 1990). Um einen befriedigenden Durchhärtingsgrad zu erreichen, sollte jedoch auch bei dualhärtenden Zementen eine Bestrahlungsdauer von mindestens 120 sek. nicht unterschritten werden (Besek et al. 1995).

Nachteilig bei dualhärtenden Zementen wirkt sich allerdings der notwendige Anmischvorgang aus. Durch die dann beginnende chemische Aushärtung ist die Verarbeitungszeit eingeschränkt, was sich besonders bei hohen Außentemperaturen auswirkt (Besek et al. 1995). Gravierender ist, dass durch das Anmischen Sauerstoff in den Kunststoff eingemischt wird. Dies führt zu Porositäten und über den Prozess der Sauerstoffinhibition zu einer unvollständigen Polymerisation, was zu einer erhöhten Löslichkeit des Einsetzzementes führt (Kullmann 1990, Besek et al. 1995). Da die Aushärtung außer von der Farbe der Keramik vor allem von der durchstrahlten Schichtstärke abhängig ist, sollten rein lichthärtende Zemente

dennoch nur für kleine Restaurationen verwendet werden, um das Risiko einer unvollständigen Härtung auszuschließen (Hickel et al. 1992b).

Einteilung nach der Viskosität

Es werden niedrig visköse von hoch viskösen Zementen unterschieden.

Niedrig visköse Zemente enthalten im Vergleich zu konventionellen Kompositen weniger Füllstoffe. Ein hoher Füllstoffgehalt würde das Einsetzen der "brüchigen" Restaurationen unmöglich machen. Nachdem der niedrigvisköse Zement aber sehr leicht "fließt", erweist sich das komplette Entfernen des Zementüberschusses im ungehärteten Zustand als äußerst schwierig (Hickel und Kunzelmann 1997). Große Probleme ergeben sich demnach bei der Ausarbeitung der eingesetzten Restaurationen, da der ausgehärtete Einsetzkomposit nur rotierend entfernt werden kann, was sich vor allem im approximalen Bereich schwierig bewerkstelligen lässt (Hannig et al. 1990, Hickel und Kunzelmann 1997). So ist es äußerst wichtig, den Zahn vor dem Einsetzen mit einer durchsichtigen Kunststoffmatrize zu verkeilen (Hickel und Kunzelmann 1997). Der Versuch, Zemente zu entwickeln, deren Überschüsse durch einen Farbumschlag nach erfolgter Polymerisation besser entfernt werden sollten, scheiterte. Der Farbumschlag war zu gering, so dass die Überschüsse nicht besser erkennbar waren (z.B. Tulux, Twinlock Cement)(Hickel und Kunzelmann 1997).

Ein weiteres Problem besteht in den herabgesetzten physikalischen Eigenschaften von Kunststoffen mit niedrigem Füllstoffgehalt: sowohl die Polymerisationsschrumpfung als auch die Abrasion sind heraufgesetzt (Hickel et al. 1992b, Wakefield und Kofford 2001).

Die Verwendung hochvisköser Zemente wurde erst durch die Entwicklung der USI (= Ultrasonic Insertion)- Technik ermöglicht (Noack et al. 1991). Hierbei werden die thixotropen Eigenschaften von Hybridkompositen ausgenutzt. Der an sich hochvisköse Kunststoff wird durch die übertragenen Ultraschallschwingungen niedrigvisköse und lässt sich in diesem Zustand zum Einsetzen zahnfarbener Inlays verwenden (Hickel et al. 1992b, Noack et al. 1993). Auf eine Verwendung von Matrizen kann bei dieser Einsetztechnik verzichtet werden, da sich der Zement im

hochviskösen Zustand leicht mit einem Spatel bzw. approximal mit Zahnseide entfernen lässt (Hickel et al. 1992b). Die nachfolgende Ausarbeitung ist dadurch wesentlich erleichtert, da fast keine Überschüsse mehr vorhanden sind (Krämer et al. 2000).

Durch die Ultraschallapplikation ist auch das Anfließverhalten des Einsetzkomposits sowohl an den Schmelz als auch an das Inlaymaterial stark verbessert, so dass auf den Auftrag eines Versieglervorstriches verzichtet werden kann (Noack et al. 1993, Ebert und Petschelt 1996, Kielbassa et al. 1997) und die Dentinhaftung optimiert wird (Frankenberger et al. 1998b).

Die Beeinflussung des Abrasionsverhaltens des hochgefüllten Einsetzkomposits wird jedoch kontrovers beschrieben: einige Autoren bescheinigen den hochgefüllten Einsetzkompositen eine geringere Abrasion (Hickel et al. 1992b), während andere ein gleichwertiges Abrasionsverhalten wie bei niedrigviskösen Zementen beschreiben (Noack et al. 1993, Krämer et al. 2000). Hybridkomposite unterliegen dabei offensichtlich einer stärkeren Abrasion als mikrogefüllte Einsetzkomposite (Kawai et al. 1994). Obwohl die Abrasion zur Ausbildung einer Mulde im Bereich der Klebefuge führt, scheint die Lebensdauer der Restauration durch diesen Befund nicht beeinträchtigt zu sein (Frankenberger et al. 1996, Krejci et al. 1994a, Krämer et al. 1999).

Ein weiterer Grund für die verstärkte Abrasion der Klebefuge ist die sogenannte "Sauerstoffinhibition": durch Sauerstoffzutritt wird die oberste Kunststoffschicht (200 µm) nicht vollständig auspolymerisiert und kann dadurch leichter abradieren. Dieses Problem kann durch zwei verschiedene Wege effektiv gelöst werden: Das Einsetzen mittels der "Wulst"-Technik: der Einsetzkomposit wird im Überschuss auspolymerisiert, die oberste unzureichend auspolymerisierte Schicht wird durch die Politur entfernt (Hickel und Kunzelmann 1997). Die zweite Möglichkeit besteht in der Applikation eines Gels (Airblock) über der Klebefuge, das den Sauerstoffzutritt verhindert (Hofmann und Klaiber 1990, Bergmann et al. 1991).

2.2.4 Stabilisierungseffekt

Es kann von einer maximalen Kaukraft von 140 N - 730 N ausgegangen werden (Carlsson 1974, Gibbs et al. 1981, Helkimo und Ingervall 1978), wobei im Falle von Bruxismus und Funktionsstörungen exzentrische Kaukräfte einwirken, welche die Belastbarkeit der Zähne erheblich reduzieren (Schwickerath 1976). Intakte Prämolaren halten einer Untersuchung zufolge einer Kraft von ca. 800 N stand (Weiß 1993).

Durch die Präparation einer mod-Kavität kommt es zu einer Schwächung der Restzahnschubstanz und zu einer Reduktion der Biegefestigkeit der Höcker (Haller et al. 1990b). Unversorgte Prämolarenkavitäten sind bis zu einer Kraft von ca. 240 N belastbar (Weiß 1993). Nach Verlust der bukkal-lingualen Schmelzverbindung ist der Höcker dabei mit einem einseitig eingeklemmten Vierkantstab zu vergleichen. Die Auslenkung des Höckers erfolgt somit proportional zu der einwirkenden Kraft und zur dritten Potenz der Länge (entspricht der Kavitätentiefe) und umgekehrt proportional zu dem Elastizitätsmodul, zur Breite und zur dritten Potenz der Dicke (Hood 1991). Seit der Einführung der Adhäsivtechnik wird eine Stabilisierung und eine nahezu Wiederherstellung der Biegefestigkeit der mit direkten und indirekten adhäsiven Versorgungen restaurierten Zähne diskutiert. Um die Höckersteifigkeit und die Frakturfestigkeit restaurierter Zähne zu ermitteln, können verschiedene Testverfahren, mit oder ohne Zerstörung des Testzahnes, angewendet werden: ein nondestruktives Verfahren ist die Ermittlung der Höckersteifigkeit über induktive Wegeaufnahme, wobei die Zähne bis zu einer vorher festgelegten Maximalkraft belastet werden (Haller et al. 1990b, Lopes et al. 1991, Viohl und Zimmer 1990). Mit der 3D-Speckle-Interferometrie wendeten Lang et al. (1994) ein Testverfahren an, das die Verformung gefüllter Zähne unter Belastung dreidimensional darstellen konnte. Zur Bestimmung der Frakturfestigkeit werden die restaurierten Zähne über eine Universalprüfmaschine bis zur Fraktur hin belastet (Burke et al. 1994, Watts et al. 1995, Eakle et al. 1992, Ianzano et al. 1993, Tjan et al. 1993). Zur Krafteinleitung können bei allen Testverfahren verschieden gestaltete Belastungsstempel verwendet

werden, die je nach Versuchsaufbau entweder über den Restzahn oder aber über die Restauration die Kraft einleiten. Am häufigsten scheint die zentrale Belastung auf die Füllung über eine Stahlkugel angewendet zu werden (Lopes et al. 1991, Burke et al. 1994, Watts et al. 1995). Ianzano et al. (1993) belasten hingegen nur einen Höcker der Füllung über eine Stahlkugel und Lang et al. (1994) belasten die Füllung auf beiden Höckerabhängen über 2 Stahlkugeln. Eine Belastung des restaurierten Zahnes ist über einen abgeschrägten Stempel möglich, der auf einem unversorgtem Höcker des Zahnes aufliegt (Haller et al. 1990b, Eakle et al. 1992).

Aus den unterschiedlichen Versuchsbedingungen wird deutlich, dass ein Vergleich unter den einzelnen Versuchen nur mit größter Vorsicht zu werten ist. Somit scheint es auch verständlich, dass eine Stabilisierung der Restzahnschubstanz durch adhäsive Restaurationen von manchen Autoren verneint (Stampalia et al. 1986, Geurtsen et al. 1989), von anderen hingegen bestätigt wird (Haller et al. 1990b, Lopes et al. 1991, Watts et al. 1995). Als sicher belegt kann aber gelten, dass durch eine adhäsive Versorgung die Höcker unter Kaubelastung weniger stark ausgelenkt werden und in diesem Sinne auch von einer "Höckerstabilisierung" gesprochen werden kann (Lang 2001). Verformungsversuche haben ergeben, dass das Ausmaß der Verformung vor allem von der Kavitätengröße, die Art der Verformung aber vor allem von der Restaurationsart abhängt. So verformt sich bei Kompositfüllungen die Füllung selbst, während sich bei nicht adhäsiven Versorgungen, aber auch bei adhäsiven Inlays die Verformung auf den Zementspalt konzentriert, wobei bei adhäsiven Inlays dem Zement eine gewisse Pufferwirkung zugeschrieben wird (Lang et al. 1994). Interessant ist in diesem Zusammenhang eine klinische Studie, bei der bei sehr großen Keramikinlays eine progressiv fortschreitende Spaltbildung am dentinbegrenzten Randabschnitt zu verzeichnen war (Lang 1998). Zähne mit adhäsiver Versorgung erreichen ihren "Urzustand" vor der Verformung eher wieder, als Zähne mit nicht-adhäsiver Versorgung (Lopes et al. 1991). Die Höckerauslenkung ist dabei bei langanhaltender Kraft größer als die kumulative Höckerauslenkung nach Intervallbelastung (Jantararat et al. 2001).

Die Frakturanfälligkeit von Zähnen hängt hingegen von der Kavitätengröße, und hier vor allem von der Tiefe der Kavität ab: je größer und tiefer die Kavität, um so

frakturanfälliger ist der Zahn (Geurtsen et al. 1989, Burke et al. 1994, Bremer und Geurtsen 2001). Auch die Restaurationsart beeinflusst die Frakturfestigkeit der Zähne, wobei unterschiedliche Meinungen hinsichtlich der adhäsiven Versorgung vorliegen: einige Autoren sprechen ihr stabilisierende Wirkung zu (Haller et al. 1990b, Lopes et al. 1991, Burke et al. 1994), andere hingegen nicht (Stampalia et al. 1986, Geurtsen et al. 1989). Beim stabilisierenden Effekt der adhäsiven Füllung, scheint vor allem Bonding-Agens den stabilisierenden Effekt auszumachen (Burke et al. 1994). Selbst die Stabilität von Amalgam-versorgten Zähnen wurde durch Ätzen und Bonding erhöht (Eakle et al. 1992, Ianzano et al. 1993, Pilo et al. 1998, Franchi et al. 1999).

3 Material und Methode

3.1 Vorbereitung

Für die vorliegende Untersuchung wurden 48 frisch extrahierte, in isotoner Kochsalzlösung gelagerte, kariesfreie menschliche Prämolaren verwendet. Sämtliche Zähne wurden zu Beginn mit Handinstrumenten, mit rotierenden Bürstchen¹ und fluoridfreier Polierpaste² gereinigt. Wie auch im weiteren Versuchsablauf wurden die Zähne nach Beendigung dieses Arbeitsschrittes unverzüglich wieder in isotoner Kochsalzlösung gelagert.

3.2 Präparation und Inlayherstellung

3.2.1 Präparation

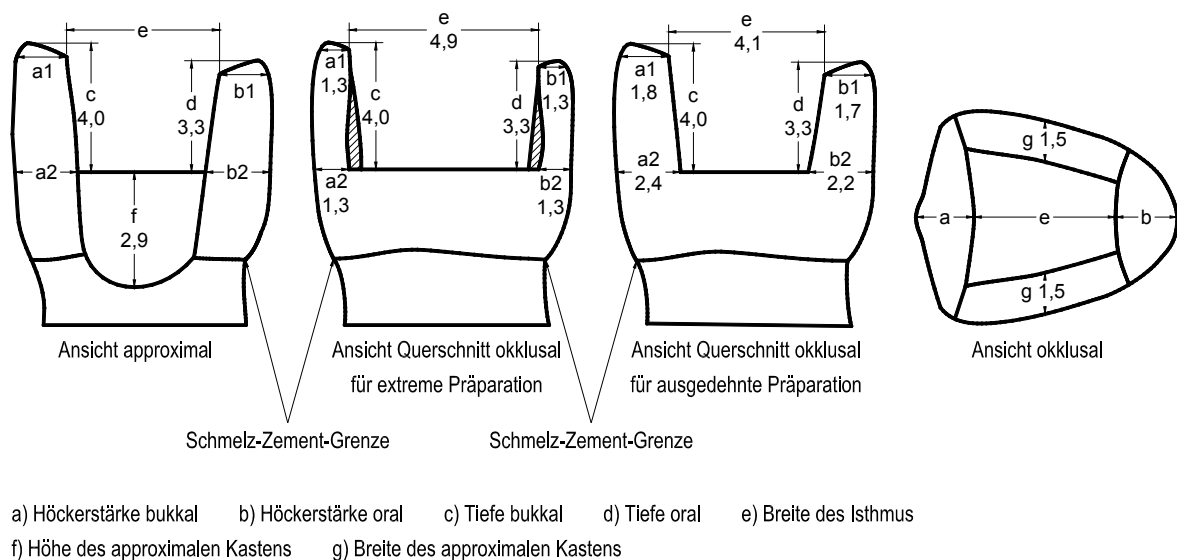


Abbildung 1: Skizze der extremen und ausgedehnten Präparationen mit Bemaßung (Mittelwerte in mm)

¹ Z.R. Bürstchen, Hawe Neos Dental, CH-Bioggio

² Zircate Polierpaste, Detrey Dentsply, Konstanz

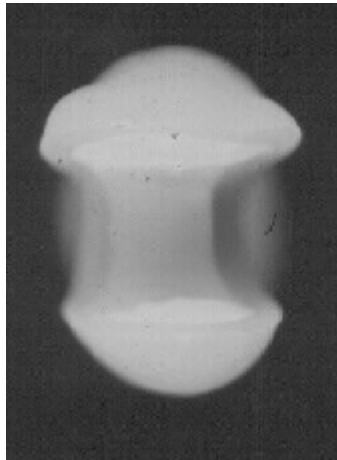


Abbildung 2

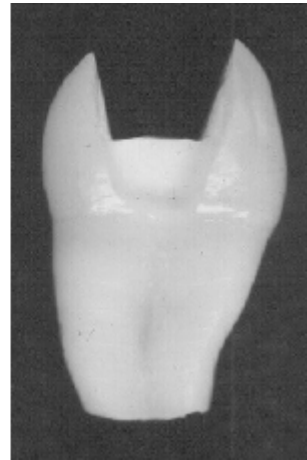


Abbildung 3

Abbildung 2: Aufnahme der extremen Präparation von okklusal

Abbildung 3: Aufnahme der extremen Präparation von approximal

Für die Präparation der standardisierten mod-Kavitäten fand ein spezielles Inlay-Präparierset³ Verwendung. Von Wichtigkeit war, dass sich der Boden der approximalen Kästen auf beiden Seiten apikal der Schmelz-Zement-Grenze befand (Abb. 1). Bei 16 Zähnen wurde die orale und vestibuläre Wand bis auf ca. 2,4 mm Dicke reduziert (=ausgedehnte Präparation), während bei den restlichen 32 Zähnen die Wandstärke so weit geschwächt wurde, dass nur noch eine Dicke von ca. 1,3 mm verblieb (=extreme Präparation). Etwaige Unterschnitte wurden bei der extremen Präparation durch eine Unterfüllung⁴ ausgeglichen (Abb. 2, 3). Die Kavitätenmaße (in mm) der Versuchszähne sind nachfolgender Tabelle zu entnehmen.

³ Cerinlay Set, Cerec Set, Intensiv, CH-Viganello-Lugano

⁴ Ketac Bond, Espe, Seefeld

Zahn Nummer	Breite Kasten		Höhe Kasten		Breite Isthmus	Höhe Kavität		BreiteBukkal		Breite Lingual		Äquator	
	Mesial	distal	mesial	distal		bukkal	lingual	unten	oben	unten	oben	bukk-li	me-di
Ku 1	1,5	1,5	3	3	6	4,5	3,5	1,4	1,4	1,4	1,1	9,3	7
Ku 2	1,5	1,5	2,5	2	5	4	3	1,5	1,2	1,2	1,3	8,4	6,1
Ku 3	1,5	1,5	3	3	5	4	4	1,3	1,4	1,5	1,4	8,4	5,9
Ku 4	1,5	1,5	3	3	4	3	3	1,4	1,4	1,3	1,3	7	6
Ku 5	1,5	1,5	3	4	4	3	3	1,5	1,2	1,3	1,3	8,6	7,1
Ku 6	1,5	1,5	3	3	5	4	3	1,4	1,4	1,3	1,2	8,6	6,1
Ku 7	1,5	1,5	3	3	4	4	3	1,4	1,4	1,4	1,3	7,3	6,3
Ku 8	1,5	1,5	3	3	5	3	3,4	1	1,1	1,2	1,1	8,9	5,6
Ku 9	1,5	1,5	3	2,5	6	4,5	4	1,5	1,2	1,5	1,2	9,2	6,6
Ku 10	1,5	1,5	3	3	5	5	4	1,4	1,4	1,4	1,4	9	7
Ku 11	1,5	1,5	3	3	5	3	3	1,2	1,2	1,4	1,5	9,2	5,7
Ku 12	1,5	1,5	2,5	2,5	6	4	4	1,1	1,5	1,4	1,5	10	6,3
Ku 13	1,5	1,5	4	3	5	4	3	1	1,4	1,2	1,4	8,9	5,9
Ku 14	1,5	1,5	3	4	4	4	3	1,4	1,5	1,5	1,4	8,4	6,4
Ku 15	1,5	1,5	3	3	4	4	3	1,5	1,5	1,4	1,2	7,4	5,9
Ku 16	1,5	1,5	2,5	3	5	4	4	1,2	1,2	1,4	1,2	8,6	5,9

Tabelle 1: Kavitätenmaße (in mm) der Kompositinlays mit extremer Präparation (= "Ku")

Zahn Nummer	Breite Kasten		Höhe Kasten		Breite Isthmus	Höhe Kavität		BreiteBukkal		Breite Lingual		Äquator	
	Mesial	distal	mesial	distal		bukkal	lingual	unten	oben	unten	oben	bukk-li	me-di
Co 1	1,5	1,5	2	2	4	5	4	2,7		2,75		8,6	6,4
Co 2	1,5	1,5	3	3	3	4,5	2,5	2,5		2,5		7,5	6,8
Co 3	1,5	1,5	2,75	2,5	4,5	4,5	3,5	2,7		2,3		8,8	6,3
Co 4	1,5	1,5	3	3	4	4,5	2,5	2,7		2,35		8,4	7,2
Co 5	1,5	1,5	3	3	4,5	4,5	3	2,75		2,2		8,4	6,3
Co 6	1,5	1,5	2,5	2,75	3,5	3	2,5	2,55		2,2		7,8	6,4
Co 7	1,5	1,5	3	3	5	4,5	3	2,2		2,1		9,4	6,7
Co 8	1,5	1,5	2,5	2,5	4	4	3,5	2,35		2,3		8,5	6,4
Co 9	1,5	1,5	2	2,5	4	4,5	2,5	2,3		2,2		7,2	6,4
Co 10	1,5	1,5	2,5	2,5	4	4,5	2	2,7		2,3		8,1	6,2
Co 11	1,5	1,5	3	3	4	3,5	2,5	2,2		1,8		8,5	6,2
Co 12	1,5	1,5	3	3,5	5	4	3	2,2		2,1		9,7	6,8
Co 13	1,5	1,5	3	3	4	4	3	2,6		2,2		8,8	7,4
Co 14	1,5	1,5	3	4	4,5	3,5	2,5	2,35		2,25		9,5	6,6
Co 15	1,5	1,5	2,5	2,75	5	3	3	2,3		2,3		9,4	6,2
Co 16	1,5	1,5	2,5	2	4,5	3,5	3	2,2		1,9		8,2	6,9

Tabelle 2: Kavitätenmaße (in mm) der Cerec-II-Inlays mit ausgedehnter Präparation (= "Co")

Zahn Nummer	Breite Kasten		Höhe Kasten		Breite Isthmus	Höhe Kavität		Breite Bukkal		Breite Lingual		Äquator	
	Mesial	distal	mesial	distal		bukkal	lingual	unten	oben	unten	oben	bukk-li	me-di
Cx 1	1,5	1,5	2	2	6	2	3,5	1,25	1	1,3	1,2	9,4	7,5
Cx 2	1,5	1,5	4	4	5	4	3	1,4	1,5	1,4	1,2	8,6	6
Cx 3	1,5	1,5	4	4	5	3,5	3,5	1,3	1,4	1,3	1,4	9,5	6,5
Cx 4	1,5	1,5	4	4	4	4	3	1,3	1,2	1,2	1,2	7,6	6,2
Cx 5	1,5	1,5	3	4	5	4	3	1	1	1	1,2	8,4	5,8
Cx 6	1,5	1,5	3	4	5	4	3	1,5	1,4	1,4	1,2	9,2	6,4
Cx 7	1,5	1,5	3	3	5	4	3	1,5	1,5	1,4	1,4	9,2	6,4
Cx 8	1,5	1,5	3	3	4	4	3	1,3	1,5	1,2	1,2	8,5	6,2
Cx 9	1,5	1,5	2,5	3	3	4	3	1,3	1,1	1	1,2	7,1	6,1
Cx 10	1,5	1,5	4	3	5	4	3	1	1	1,4	1,2	8,8	5,8
Cx 11	1,5	1,5	3	3	5,5	4	3,5	1,4	1,2	1,4	1,2	9,5	6,9
Cx 12	1,5	1,5	3	3	5	3,5	3	1,4	1	1	1	8,4	6,4
Cx 13	1,5	1,5	2	2	4,5	5	4	1,4	1,4	1,3	1	8,9	6,5
Cx 14	1,5	1,5	3	3	5,5	3,5	3,5	1,2	1	1,2	1,1	9,4	6,9
Cx 15	1,5	1,5	2	2	5,5	4	3,5	1,1	1,5	1,5	1,5	8,9	6,3
Cx 16	1,5	1,5	3	3	5,5	4,5	3,5	1,4	1,2	1,4	1,1	9,7	7,2

Tabelle 3: Kavitätenmaße (in mm) der Cerec-II-Inlays mit extremer Präparation (= "Cx")

3.2.2 Einteilung in Versuchsgruppen

Unter Berücksichtigung der jeweiligen Präparationsart, der nachfolgenden Versorgung und des Belastungswinkels im anschließenden Belastungstest, wurden die Zähne in folgende Versuchsgruppen zu je 8 Zähnen eingeteilt:

A: Versorgung mit Kompositinlays, extreme Präparation:

A1: Belastung auf Höckerspitze im Kausimulator (Ku 1 - 8)

A2: Zentrale Belastung im Kausimulator (Ku 9 - 16)

B: Versorgung mit Cerec-II-Inlays, ausgedehnte Präparation:

B1: Belastung auf Höckerspitze im Kausimulator (Co 1 - 8)

B2: Zentrale Belastung im Kausimulator (Co 9 - 16)

C: Versorgung mit Cerec-II-Inlays, extreme Präparation:

C1: Belastung auf Höckerspitze im Kausimulator (Cx 1 - 8)

3.2.3 Inlayherstellung

3.2.3.1 Herstellung der Kompositinlays

Zur Herstellung der Laborstümpfe wurden die Zähne der Gruppen A1 und A2 mit einem additionsvernetzten Abformmaterial⁵ umspritzt und in einem Kunststoffzylinder, der mit Abformmasse gefüllt war, abgeformt. Nach Ablauf der Rückstellzeit des Abformmaterials (24h) wurden die Abformungen mit Superhartgips⁶ ausgegossen. Auf den mit Glyceringel⁷ isolierten Gipsmodellen wurden Kompositinlays⁸ modelliert. Nach sorgfältiger Kontrolle der Passform wurden die Kompositinlays im Lichtofen⁹ nachvergütet.

3.2.3.2 Herstellung der Cerec-II-Inlays

Die Zähne der Gruppen B1, B2, C1, und C2 wurden mit Cerec-Liquid¹⁰ und Cerec-Powder¹⁰ für die optische Abtastung vorbereitet und mit dem Cerec-II-Gerät¹¹ vermessen (Abb. 4, 5). Die Berechnung der Keramikinlays¹² erfolgte im Extrapolationsmodus und das Beschleifen im Extended-Mode (Abb. 6).

⁵ Unosil S, DeTrey Dentsply, Konstanz

⁶ New-Fujirock goldenbrown, GC, Tokyo, Japan

⁷ Airblock, DeTrey, Dreieich

⁸ Tetric, Vivadent, Schaan, Liechtenstein

⁹ Dentacolor / Unilux, Kulzer, Wehrheim / Ts.

¹⁰ Cerec-Liquid, Cerec-Powder, Vita, Bad Säckingen

¹¹ Cerec-II-Gerät, Siemens, Bensheim

¹² Vita Mark II, Vita, Bad Säckingen



Abbildung 4

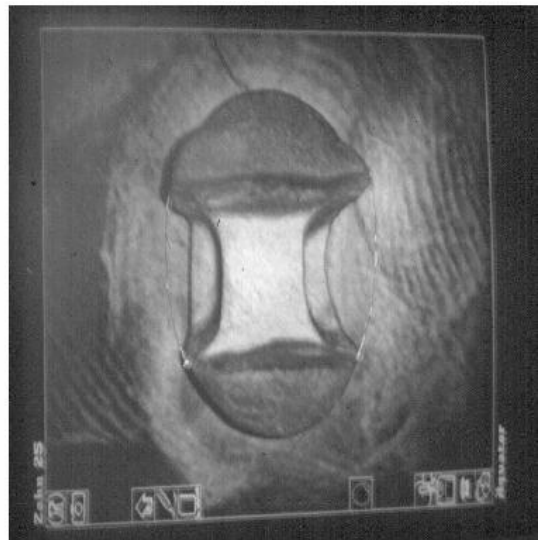


Abbildung 5

Abbildung 4: Aufnahme der Cerec-II-Kamera mit eingezeichneter okklusaler Präparationsgrenze (extreme Präparation)

Abbildung 5: Aufnahme der Cerec-II-Kamera mit eingezeichneter Randleiste (extreme Präparation)

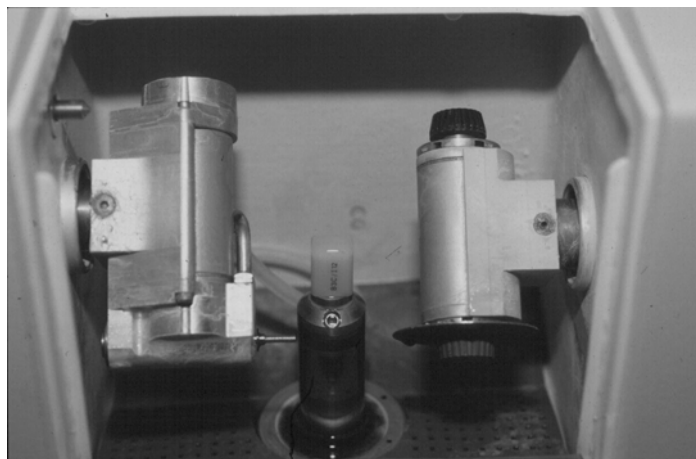


Abbildung 6: Cerec-II-Schleifkammer mit eingesetztem Keramikblock

3.2.4 Einpassen der Inlays

Die im Labor angefertigten Kompositinlays¹³ bzw. die mit dem Cerec-II-Gerät¹⁴ hergestellten Keramikinlays¹⁵ wurden auch auf den Originalzähnen auf ihren einwandfreien Sitz überprüft. Etwaige Ungenauigkeiten wurden mittels Unterschichtung mit einer dünnfließenden Silikonpaste¹⁶ sichtbar gemacht und mit einem kugelförmigen Diamanten entfernt.

3.2.5 Einsetzen der Inlays

Das Einsetzen der Inlays sei nachfolgend stichpunktartig beschrieben:

- Reinigung der Zähne mit 3%iger H₂O₂-Lösung
- Reinigung der Inlays mit 70%igem Alkohol
- Zirkuläre Anätzung des Schmelzes mit 37%iger Phosphorsäure¹⁷: 30 sek. Ätzzeit, 30 sek. Absprayzeit, 30 sek. Lufttrocknung;
- Dentinvorbehandlung
 - Primer¹⁸: (15 sek. Einwirkzeit, danach Lufttrocknung)
 - Adhesive¹⁸: (10 sek. Einwirkzeit, danach Lufttrocknung)
 - Heliobond¹⁸: (nach Auftrag sofortiges Verblasen zu gleichmäßiger dünner Schichtstärke)

Der Bonding-Auftrag wurde nicht lichtgehärtet, die Zähne mussten bis zum Einsetzen der Inlays vor Lichteinfall geschützt werden.
- Vorbehandlung der Inlays:
 - Konditionierung mit Flusssäure¹⁹ (Kompositinlay: 15 sek., Keramikinlay: 60 sek.)

¹³ Tetric, Vivadent, Schaan, Liechtenstein

¹⁴ Cerec-II-Gerät, Siemens, Bensheim

¹⁵ Vita Mark II, Vita, Bad Säckingen

¹⁶ IPS-Empress Kontrollpaste, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein

¹⁷ Email Preparator GS, Vivadent, Schaan, Liechtenstein

¹⁸ Syntac, Vivadent, Schaan, Liechtenstein

¹⁹ Vita Ceramics Etch, Vita, Bad Säckingen

Silanisierung mittels Silanlösung²⁰

- Beschickung der Kavitäten mit dem angemischten dualhärtenden Einsetzkomposit²¹
- Einsetzen der Inlays nach der Ultrasonic-Insertion-Technik²²
- Entfernung grober Überschüsse mit einem Heidemannspatel
- Beschickung der Zementfuge mit einem Glyceringel²³
- Aushärtung²⁴ des Befestigungskomposits: jeweils 40 sek. okklusal und von beiden approximalen Seiten

3.2.6 Ausarbeitung und Politur

Die grobe Ausarbeitung erfolgte mit Finierdiamanten eines speziellen Inlay-Ausarbeitungsets²⁵. Zur Feinausarbeitung wurden Polierscheibchen²⁶ absteigender Körnung medium, fine und superfine, zur Politur wurde Prismagloss fine und extra-fine-Polierpaste²⁷ verwendet. Alle Zementfugen wurden mit einer Doppelendsonde unter Lupenkontrolle auf Überschüsse kontrolliert und gegebenenfalls nachpoliert.

3.2.7 Feuchtigkeitslagerung

Nach Politur der eingesetzten Inlays wurden die Zähne in physiologischer Kochsalzlösung bei 37 °C für 1 Woche zwischengelagert.

²⁰ Monobond-S, Vivadent, Schaan, Liechtenstein

²¹ Variolink Ultra, Vivadent, Schaan, Liechtenstein

²² EMS Piezonmaster 400, EMS Deutschland GmbH, München

²³ Airblock, DeTrey, Dreieich

²⁴ Translux CL, Heraeus Kulzer, Wehrheim/Ts.

²⁵ Cerinlay Set, Cerec Set, Intensiv, CH-Viganello-Lugano

²⁶ Sof-Lex 3M, Pop-on (schwarz, blau, hellblau), 3M, Neuss

²⁷ Prismagloss fine und extra-fine, Dentsply Caulk, Milford, USA

3.2.8 Replikaherstellung

Von allen drei Inlayflächen (Okklusalfäche, beide Approximalfächen) mussten Abformungen angefertigt werden. Dazu wurde das additionsvernetzte Abformmaterial²⁸ direkt in einen runden Metallzylinder eingebracht, und der getrocknete Zahn wurde mit seiner jeweils abzuformenden Fläche leicht in die Abformmasse gedrückt.

Der Ausguss der Abdrücke erfolgte mit einem Modellepoxidharz²⁹. Die Epoxidharz-Replika wurden auf Probenhaltern für das Rasterelektronenmikroskop³⁰ mit einem leitfähigen Karbonkleber³¹ fixiert. Die Vorbehandlung der Replika wurde mit einer Goldbeschichtung, durchgeführt in der Sputteranlage³² unter Vakuum für fünf Minuten bei einer Stromstärke von 10 mA (entspricht einer Goldschichtstärke von etwa 20 nm), abgeschlossen.

3.3 Belastungstests

3.3.1 Kausimulator

Klinische Verhältnisse nachahmend, wurden alle Zähne im computergesteuerten Münchner Kausimulator³³ einer mechanischen Belastung und einer thermischen Wechselbelastung unterworfen. Die Zähne wurden 50 000 Kauzyklen mit einer Kraft von jeweils 50 N, bei einer jeweiligen Verweilzeit von 0,5 sek. belastet. Als Antagonisten dienten kugelförmige Steatitkörper mit einem Durchmesser von 3 mm. Die mechanische Kaubelastung erfolgte für je 8 Zähne einer Gruppe (Untergruppen A2, B2, C2) zentral in axialer Richtung (90°-Winkel) auf das Inlay, für die verbleibenden 8 Zähne einer Gruppe (Untergruppen A1, B1, C1) wurde die Kraft unter einem Winkel von 60° auf den bukkalen Höcker (in bukkoapikaler Richtung) eingeleitet (Abb. 7, 8). Die

²⁸ Unosil S, Detrey Dentsply, Konstanz

²⁹ Epoxy-Die, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein

³⁰ Leitz AMR 1200, Leitz, Wetzlar

³¹ Leit-C-Plast Plastic Conductive Carbon Cement, Neubauer Chemikalien, Münster

³² SEM Autocoating Unit E5200, Polaron Equipment Ltd

³³ Münchner Modell, Fa.WillyTec, München

Thermowechselbelastung, die simultan zur mechanischen Belastung vorgenommen wurde, erfolgte über 1660 Zyklen im Wechsel von 5 °C und 55 °C bei einer Verweilzeit von 30 sek. pro Zyklushälfte.

Die Zähne befanden sich während dieser Versuchsphase in Einzelkammern. Sie wurden über ein lichthärtendes Kompositmaterial auf speziellen Probenträgern fixiert. Diese wurden auf einem Hartgummisockel festgeschraubt, der leichte Ausgleichsbewegungen erlaubt.



Abbildung 7



Abbildung 8

Abbildung 7: Axiale Positionierung des Antagonisten im Kausimulator („zentrale Belastung“)

Abbildung 8: Exzentrische Positionierung des Antagonisten im Kausimulator („Höckerbelastung“)

3.3.2 Replikaherstellung

Nach erfolgter mechanischer Belastung und Thermowechselbelastung wurden erneut Replika - wie unter Punkt 3.2.8 beschrieben - angefertigt.

3.3.3 Bruchtest

Der Bruchtest erfolgte nach vorheriger Belastung der Zähne im Kausimulator. Zur Versuchsvorbereitung wurden die Zähne mit transparentem Autopolymerisat³⁴ in Metallzylinder mit einem Außengewinde eingebettet. Dabei musste beachtet werden, dass der zervikale Inlayrand nicht im Kunststoff gefasst, der Zahn jedoch stabil im Kunststoff verankert war. Der so fixierte Zahn (=Probe) wurde über das Außengewinde des Metallzylinders stabil in die Lastzelle der Universalprüfmaschine eingeschraubt (Abb. 10). Zur Lastausübung diente ein speziell angefertigter Metallzylinder, der im Kontaktbereich zur Probe im 45°-Winkel abgeschrägt war. Zum Versuchsstart wurde der Metallzylinder auf die Höckerspitze des jeweiligen Probenzahnes aufgesetzt, so dass gerade noch ein Kontakt zwischen Zahn und Metallzylinder bestand, wobei darauf geachtet werden musste, dass der Metallzylinder ausschließlich auf den Zahn und nicht auf das Inlay eingestellt wurde (Abb. 9). Beim ersten Kontakt und einer Vorlast von 1 N mit dem Zahn stoppte der Druckstempel automatisch.

³⁴ Technovit 4004, Kulzer, Wehrheim/Ts.

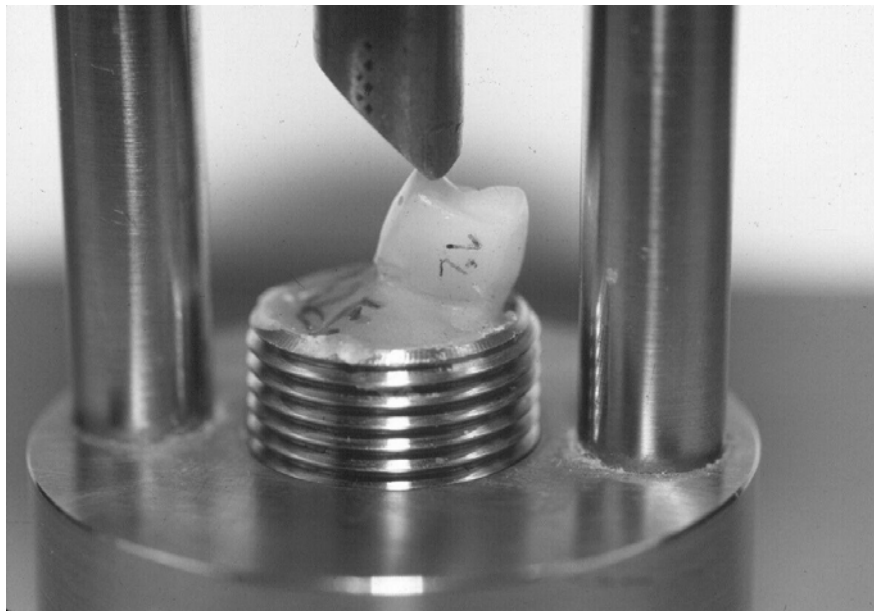


Abbildung 9: Positionierung des Belastungsstempels auf der Höckerspitze des Probenzahnes

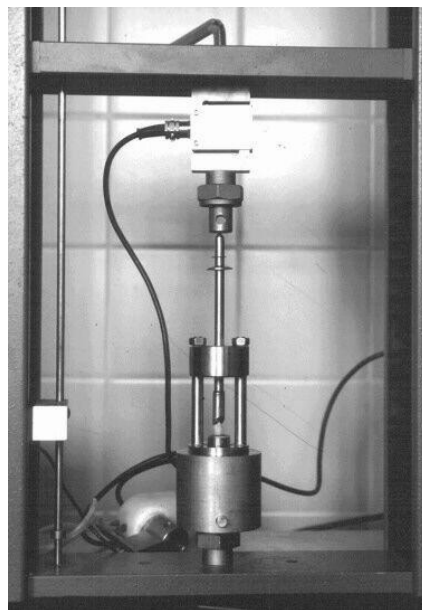


Abbildung 10: Universalprüfmaschine mit eingesetzter Lastzelle und Probenzahn

Die eingestellte Vorschubgeschwindigkeit des Metallzylinders zum Zahn hin betrug 0,7 mm/min. Die Verformung des Zahnes wurde über einen Dehnungsmesser gemessen. Die maximal mögliche Biegebelastung des Zahnes war auf 2500 N

begrenzt, wobei beim Bruch der Probe der Versuch automatisch abgebrochen wurde. Die ermittelten Daten, d.h. die Verformung des Zahnes und die Kraftentwicklung, wurden für jede Probennummer, also jeden Zahn, einzeln in einem angeschlossenen Computer gespeichert und konnten bei Bedarf graphisch als Diagramm dargestellt werden. Zusätzlich konnte die jeweilige Bruchkraft am Display der Universalprüfmaschine³⁵ abgelesen werden und wurde somit für jede Probe nochmals notiert.

Die Werte wurden in das Programm SPSS für Windows³⁶ eingegeben und mittels Varianzanalyse und LSD-Post-Hoc-Test statistisch ausgewertet (das Signifikanzniveau war $p = 0,05$).

3.4 Quantitative und qualitative Randspaltanalyse

Die Auswertung der vorbereiteten Replika wurde unter 200facher Vergrößerung mit der quanti- und qualitativen Randspaltanalyse am Rasterelektronenmikroskop³⁷ vorgenommen. Die Beurteilung der Randqualität erfolgte segmentweise mit Hilfe eines PC und der speziell für dieses Messverfahren konzipierten Software Quanti-Gap³⁸.

Die hierbei verwendeten Qualitätskriterien waren:

- (1) kontinuierlicher Rand (Abb. 11)
- (2) Spalt (Abb. 12)
- (3) Überschuss (Abb. 13)
- (4) Unterschuss (Abb. 14)
- (5) Fraktur und Riss (Abb. 15)
- (6) nicht beurteilbar (Abb. 16)

Dabei wurde der Übergang Zahnschmelz-Befestigungskomposit und der Übergang Befestigungskomposit-Inlay getrennt beurteilt. Der gesamte Randbereich wurde in drei Bereiche eingeteilt:

³⁵ QTS-Prüfmaschine, Quick Test Prüfpartner GmbH, Haan

³⁶ SPSS 7.5 für Windows, SPSS Inc., Chicago, USA

³⁷ Leitz AMR 1200, Leitz, Wetzlar

³⁸ Quanti-Gap, Stefan Küppers, Erlangen

- (1) Dentinbegrenzter Anteil des Approximalkastens (Abb. 17)
- (2) Schmelzbegrenzter Anteil des Approximalkastens (Abb. 17)
- (3) Okklusaler Anteil

Bei den Bereichen (1) und (2) wurden der mesiale und distale Anteil getrennt ausgewertet.

Für jeden Bereich wurde der prozentuale Anteil der einzelnen Qualitätskriterien ermittelt. Die statistische Berechnung wurde unter SPSS 7.5 für Windows NT³⁹ mit dem Mann-Whitney-U-Test und Kruskal-Wallis-H-Test durchgeführt (das Signifikanzniveau war $p = 0,05$). Beim paarweisen Vergleich mehrerer Gruppen mit dem Mann-Whitney-U-Test wurde das adjustierte Alpha-Niveau für die Signifikanz herangezogen.

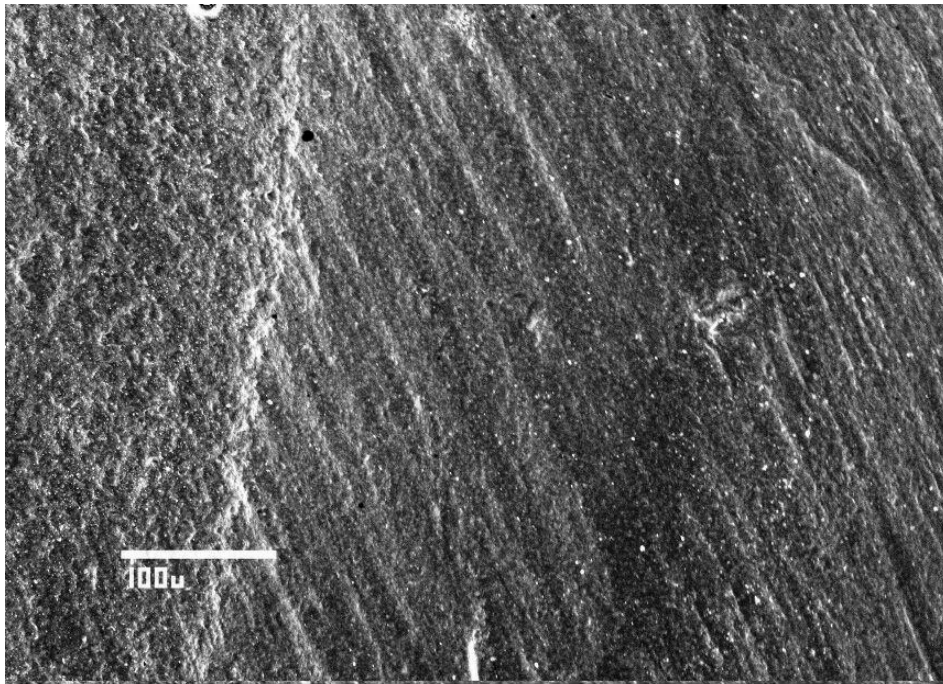


Abbildung 11: Perfekter Rand (200fache Vergrößerung)

³⁹ SPSS 7.5 für Windows, SPSS Inc., Chicago, USA

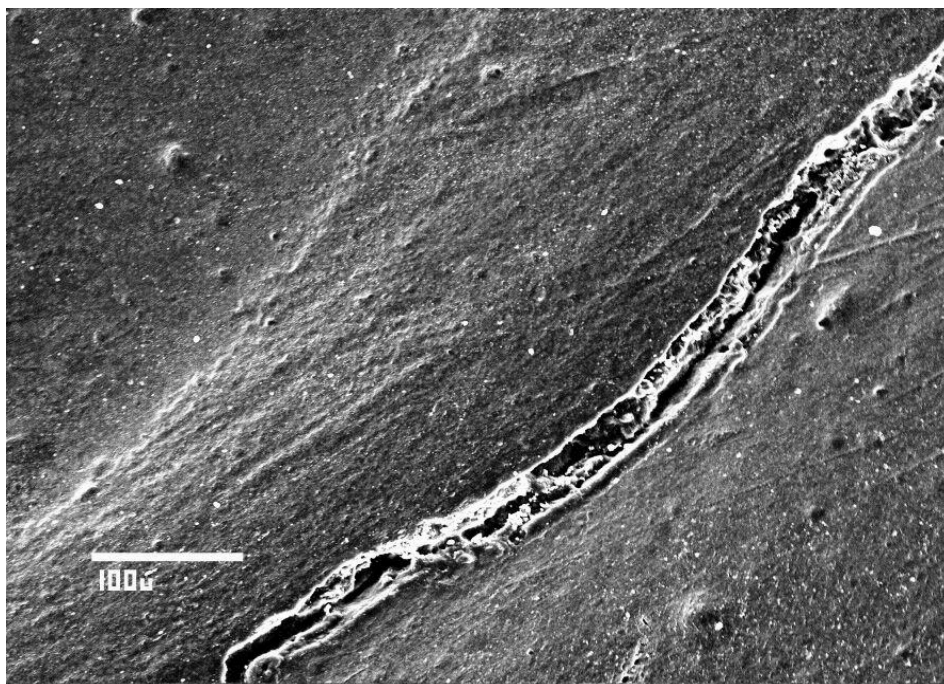


Abbildung 12: Randspalt (200fache Vergrößerung)

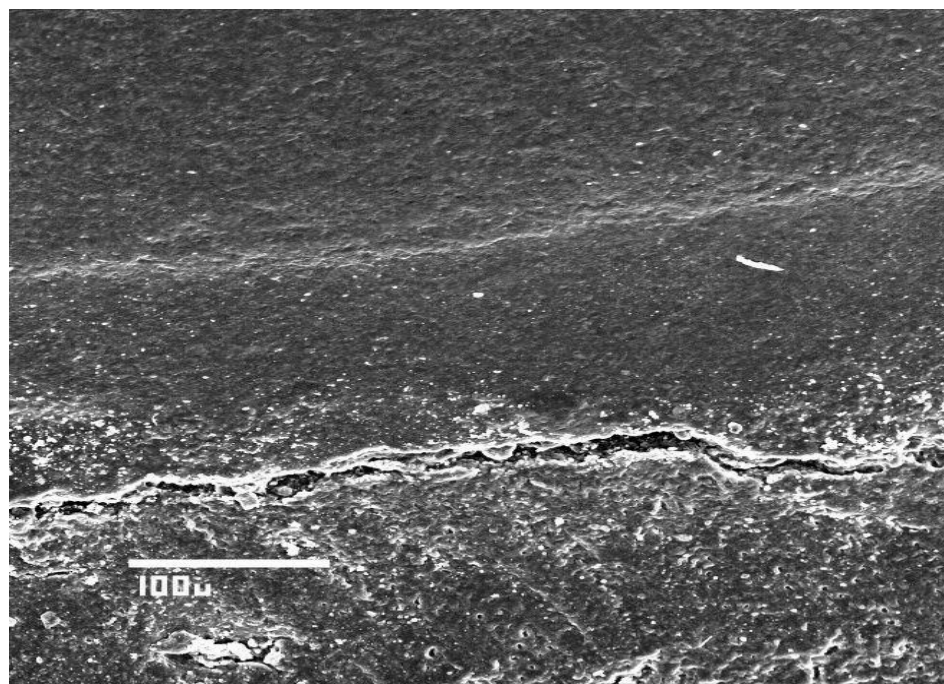


Abbildung 13: Überschuss (200fache Vergrößerung)

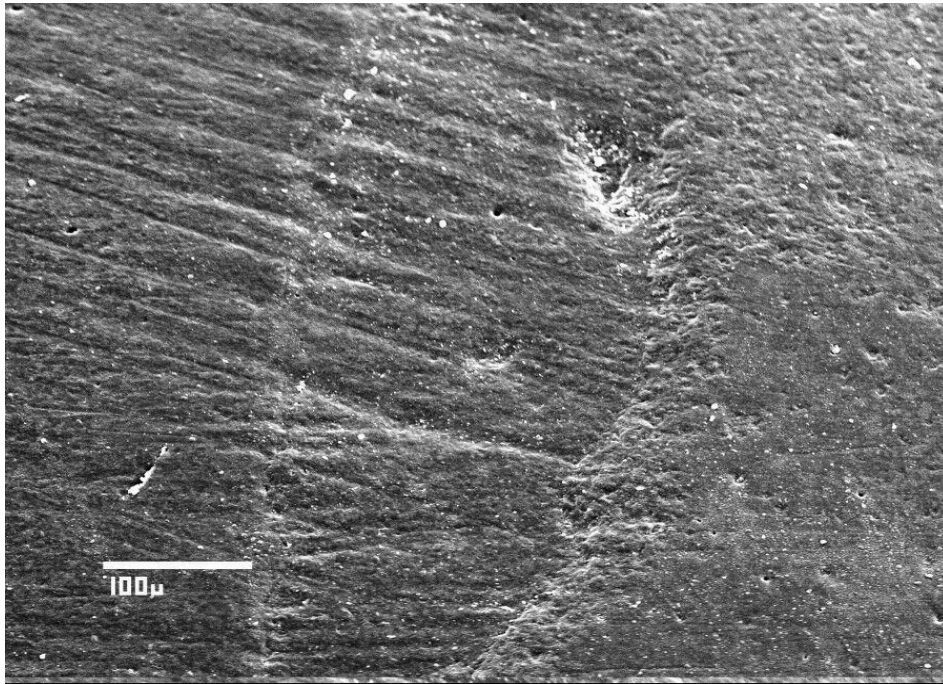


Abbildung 14: Unterschuss (200fache Vergrößerung)

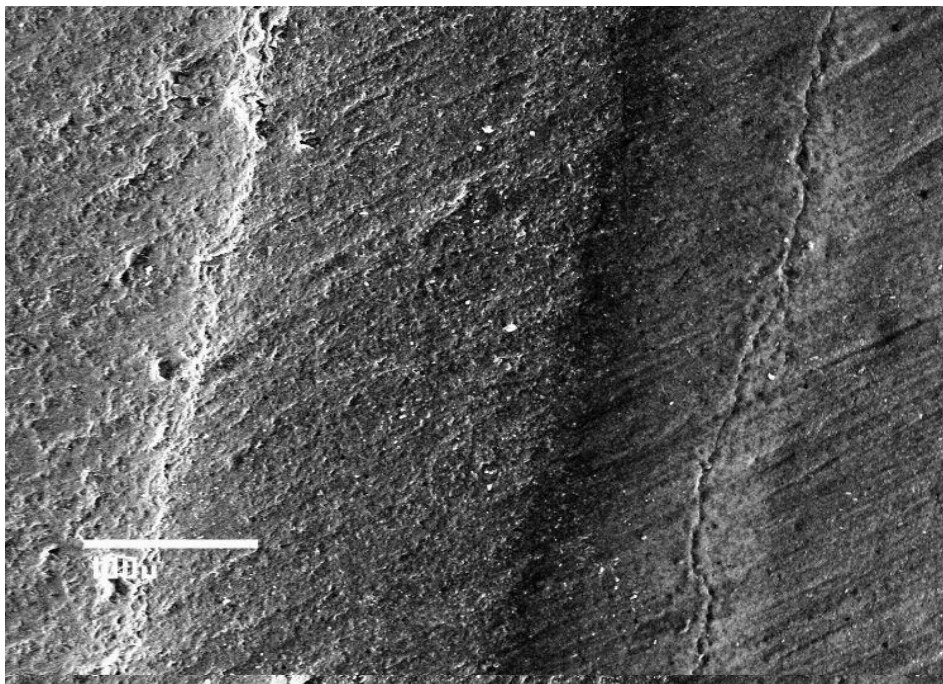


Abbildung 15: Schmelzriss (200fache Vergrößerung)

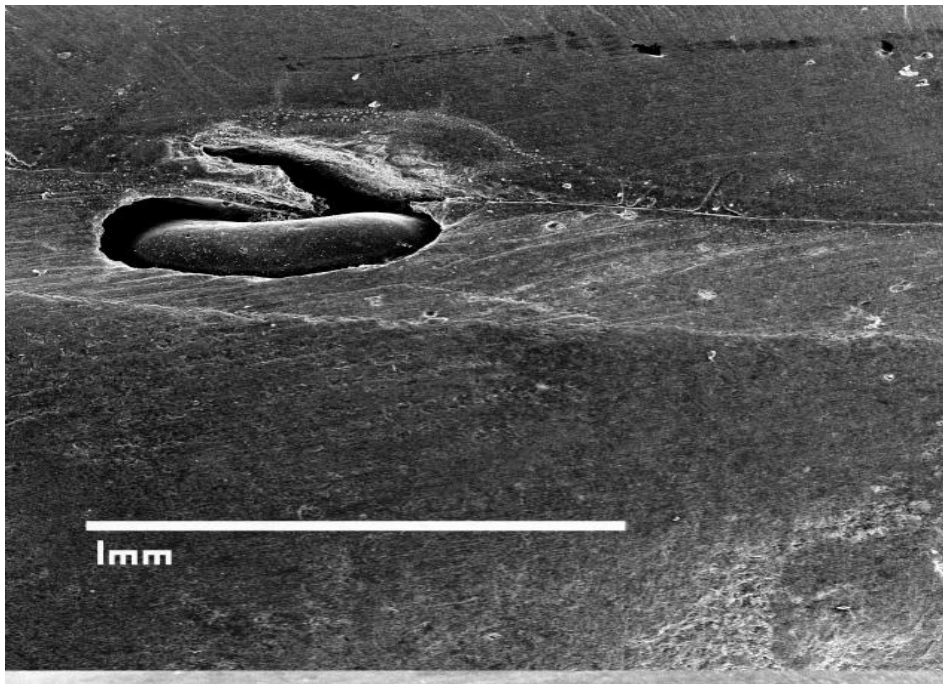


Abbildung 16: nicht beurteilbar / Blase (50fache Vergrößerung)

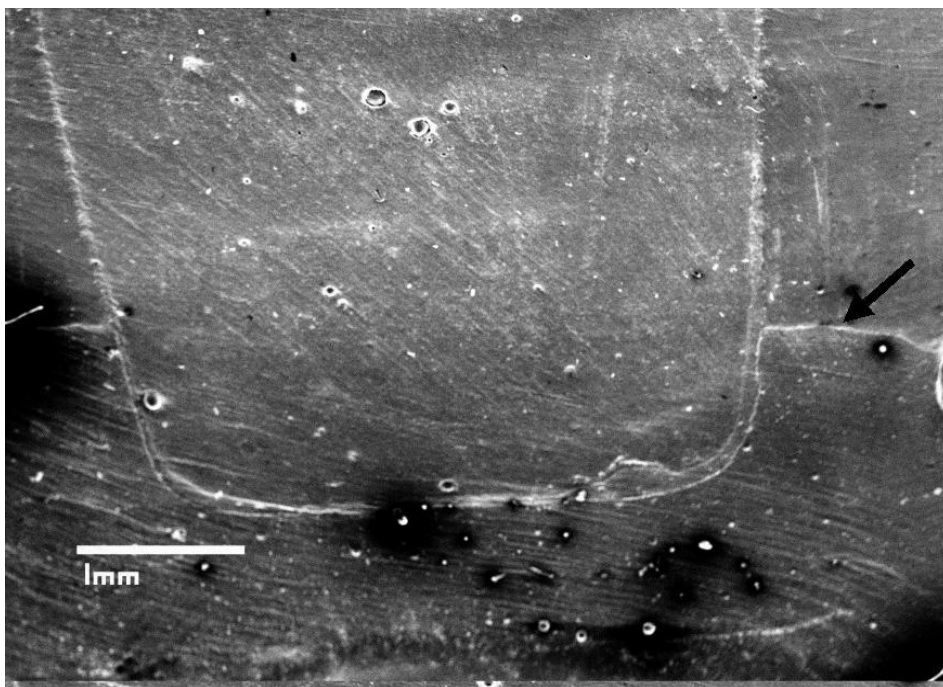


Abbildung 17: Übersichtsbild des approximalen Kastens mit markierter Schmelz-Dentin-Grenze (20fache Vergrößerung)

4 Ergebnisse

4.1 Quantitative Randspaltanalyse

Vor der Thermowechselbelastung lagen geringe Werte an Randspalten und ein nahezu perfekter Randschluss vor, so dass keine gesonderte Auswertung erfolgte. Nach mechanisch-thermischer Wechselbelastung zeigte sich bei der Randspaltanalyse, dass die Kategorien 3 - 5 (Überschuss, Unterschuss, Fraktur und Riss) einen vernachlässigbar geringen Prozentanteil hatten (insgesamt <4%). Die Auswertung beschränkte sich somit auf die Kategorien „kontinuierlicher Rand“ und „Randspalt“.

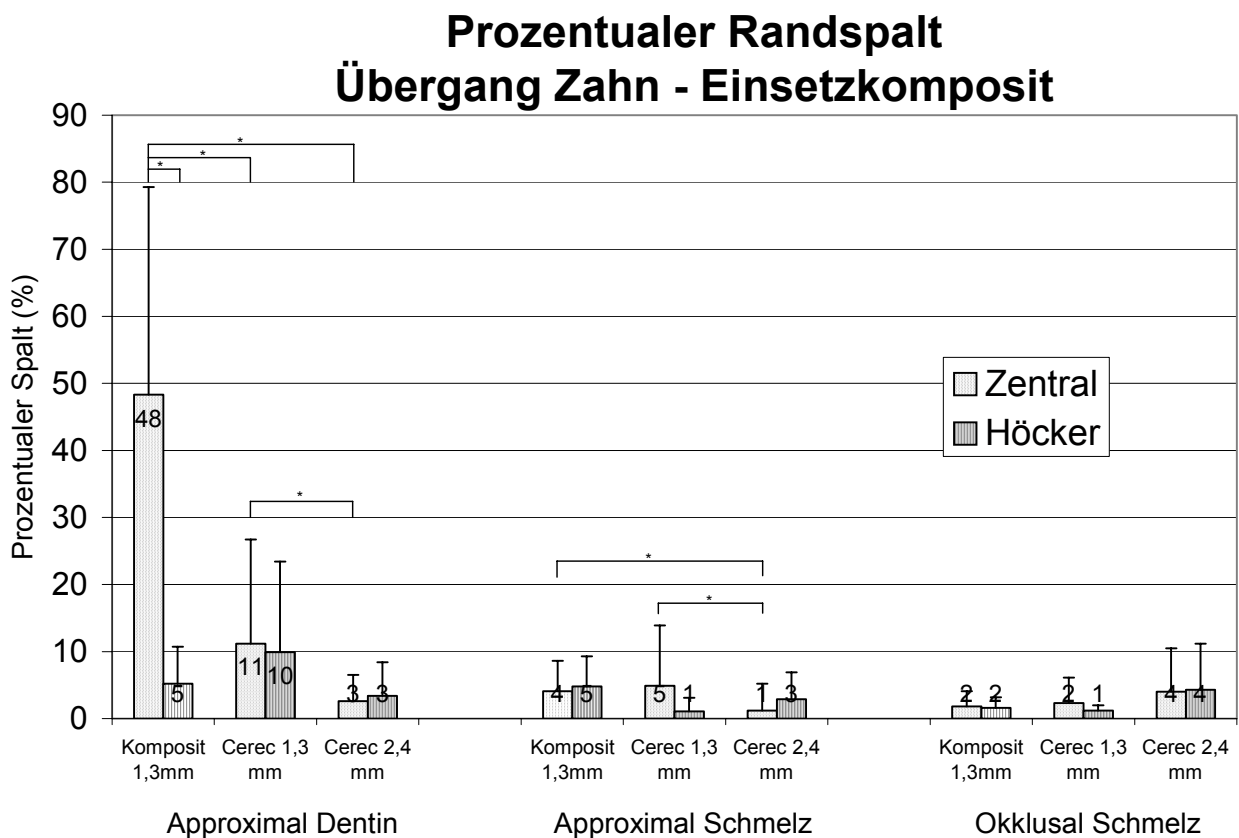


Abbildung 18: Prozentualer Randspalt am Übergang Zahn – Einsetzkomposit

*: Signifikanzniveau $p=0,05$

In der Abbildung 18 sind die prozentualen Randspaltwerte nach Thermowechselbelastung für den Verbund Zahn-Einsetzkomposit dargestellt.

Im **dentinbegrenzten Approximalbereich** lagen die Randspaltanteile nach *zentraler Belastung* weit auseinandergestreut. Die Gruppe I der Kompositinlays zeigte mit 48,3 % (± 31) den höchsten Randspaltanteil, gefolgt von der Gruppe II der Cerec-II-Inlays mit extremer Präparation mit 11,2 % ($\pm 15,5$). Die Gruppe III der Cerec-II-Inlays mit ausgedehnter Präparation hatte den geringsten Randspaltanteil von 2,6 % ($\pm 3,9$). Nach *Höckerbelastung* lagen die Werte der Randspaltanteile zwischen 3,4 % ($\pm 4,2$) und 9,9 % ($\pm 13,5$), wobei hier die Gruppe II der Cerec-II-Inlays mit extremer Präparation mit 9,9 % ($\pm 13,5$) den höchsten Randspaltanteil aufwiesen, die Gruppe I der Kompositinlays mit 5,2 % ($\pm 5,5$) im Mittelfeld lagen und die Gruppe II der Cerec-II-Inlays mit ausgedehnter Präparation mit 3,4 % ($\pm 4,2$) wiederum den kleinsten Wert aufzuweisen hatten.

Unter zentraler Belastung ergab sich für Kompositinlays der Gruppe I der signifikant höchste Randspaltanteil. Cerec-II-Inlays (ausgedehnt) der Gruppe III wiesen dagegen einen signifikant geringeren Randspaltanteil als Cerec-II-Inlays (extrem) der Gruppe II auf. Bei Höckerbelastung zeigten sich keine signifikanten Unterschiede am dentinbegrenzten Präparationsrand.

Die Signifikanzprüfung hinsichtlich des Kriteriums der Belastungsart ergab für die Gruppe I (Kompositinlays) bei zentraler Belastung einen signifikant höheren Randspaltanteil als bei Höckerbelastung, die Gruppen II und III der Cerec-II-Inlays ergaben keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Belastungsart.

Im **schmelzbegrenzten Approximalbereich** waren für die jeweiligen Gruppen niedrigere Randspaltanteile zu verzeichnen. Nach *zentraler Belastung* wies die Gruppe II der Cerec-II-Inlays (extrem) mit 4,9 % ($\pm 9,0$) den höchsten Wert auf, dicht gefolgt von der Gruppe I der Kompositinlays mit 4,1 % ($\pm 4,5$), die Gruppe III der Cerec-II-Inlays (ausgedehnt) hatte den geringsten Wert (1,2 % ($\pm 3,7$)). Für die Gruppe I der Kompositinlays und die Gruppe III der Cerec-II-Inlays (ausgedehnt) stieg der Randspaltanteil nach *Höckerbelastung* auf 4,8 % ($\pm 4,6$) bzw. 2,9 % ($\pm 2,8$)

leicht an, während er für die Gruppe II der Cerec-II-Inlays (extrem) auf 1,1 % ($\pm 2,2$) abfiel.

Auch hier lag bei Höckerbelastung kein signifikanter Unterschied vor. Bei zentraler Belastung hingegen wiesen die Inlays mit extremer Präparation (Gruppe I + II) signifikant mehr Randspaltanteile auf als die Inlays mit nur ausgedehnter Präparation (Gruppe III).

Im **okklusalen schmelzbegrenzten Bereich** wurden die höchsten Randspaltanteile von der Gruppe III der Cerec-II-Inlays (ausgedehnt) erreicht. Nach *zentraler Belastung* waren es für besagte Gruppe III 3,9 % ($\pm 6,1$), für die Gruppen I und II 1,8 % ($\pm 2,3$) bzw. 2,3 % ($\pm 3,7$). Nach *Höckerbelastung* wies Gruppe III einen Randspaltanteil von 4,1 % ($\pm 5,9$) auf, bei Gruppe I und II lag er bei 1,6 % ($\pm 1,6$) und 1,2 % ($\pm 0,8$).

Weder bei zentraler Belastung noch bei Höckerbelastung war ein signifikanter Unterschied zwischen den einzelnen Gruppen auszumachen.

Prozentualer Randspalt Übergang Inlay-Einsetzkomposit

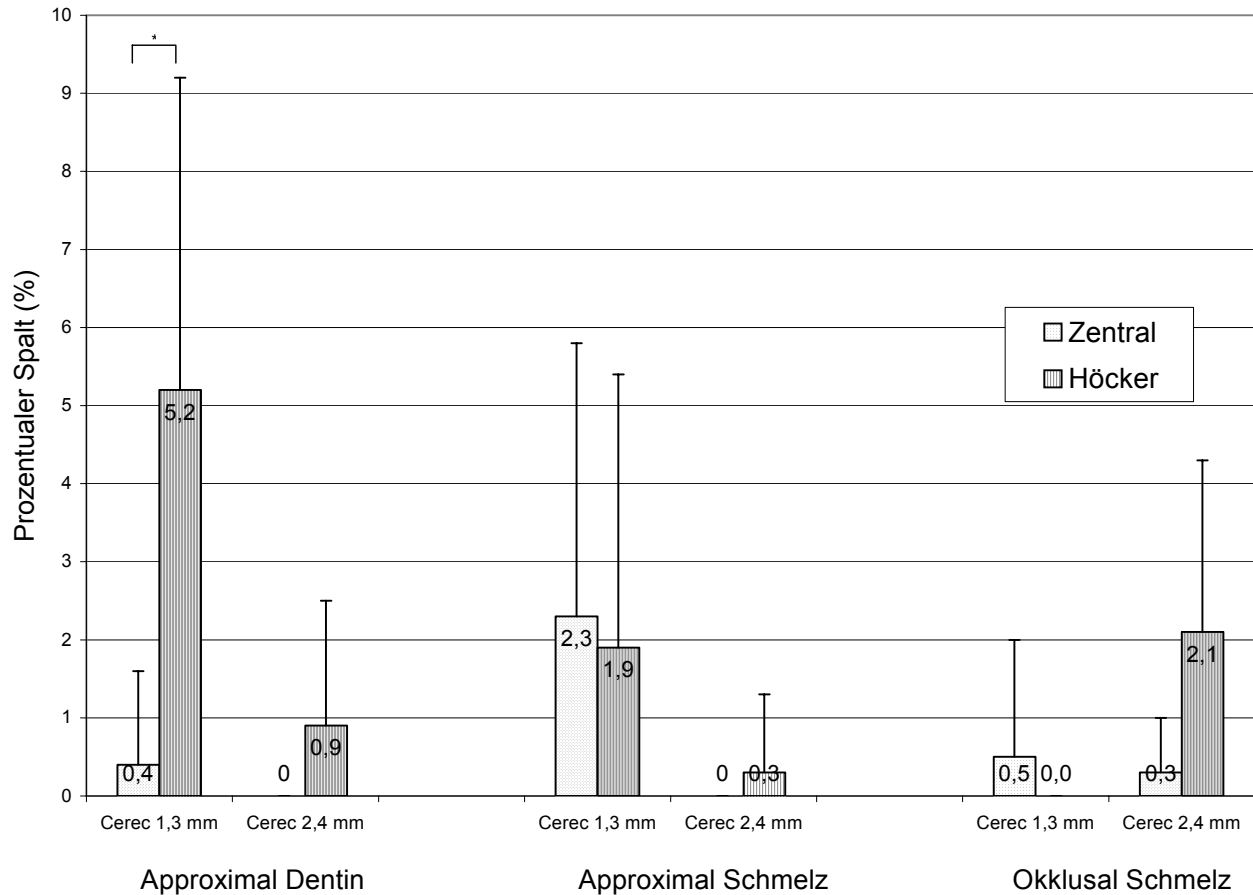


Abbildung 19: Prozentualer Randspalt am Übergang Inlay – Einsetzkomposit
*: Signifikanzniveau $p=0,05$

In Abbildung 19 sind die Ergebnisse der Randspaltauswertung des Verbundes Inlay-Einsetzkomposit zu sehen. Hierbei war bei der Gruppe I der Kompositinlays kein Randspalt zu erkennen.

Im **dentinbegrenzten Approximalbereich** lagen bei *zentraler Belastung* die Randspaltanteile sowohl bei den Cerec-II-Inlays (extrem) der Gruppe II als auch bei Cerec-II-Inlays (ausgedehnt) der Gruppe III bei sehr geringen Werten (0,4 % und 0,2 %), während bei *Höckerbelastung* der Randspaltanteil der Cerec-II-Inlays

(extrem) der Gruppe II bei 5,2 % ($\pm 3,9$), bei Cerec-II-Inlays (ausgedehnt) der Gruppe III jedoch nur bei 0,9 % ($\pm 1,6$) lag.

Bezüglich des Kriteriums der Belastungsart war bei der Gruppe II (Cerec-II-Inlays extrem) im approximalen Dentinbereich unter Höckerbelastung ein signifikant höherer Randspaltanteil als unter zentraler Belastung zu erkennen. Im approximalen und okklusalen Schmelzbereich waren keine signifikanten Unterschiede feststellbar.

Im **schmelzbegrenzten Approximalbereich** wurden nur sehr geringe Randspaltanteile registriert. Bei *zentraler Belastung* betrugen sie bei Cerec-II-Inlays (extrem) der Gruppe II 2,3 % ($\pm 3,5$), bei Cerec-II-Inlays (ausgedehnt) der Gruppe III 0,1 % ($\pm 0,1$). Nach *Höckerbelastung* waren es bei Cerec-II-Inlays (extrem) der Gruppe II nur 1,9 % ($\pm 3,5$), bei Cerec-II-Inlays (ausgedehnt) der Gruppe III nur 0,3 % ($\pm 1,0$).

Auch im **okklusalen schmelzbegrenzten Bereich** waren nur sehr niedrige Randspaltanteile zu beobachten. Sie bewegten sich im Bereich von 0,1 bis 2,1 %.

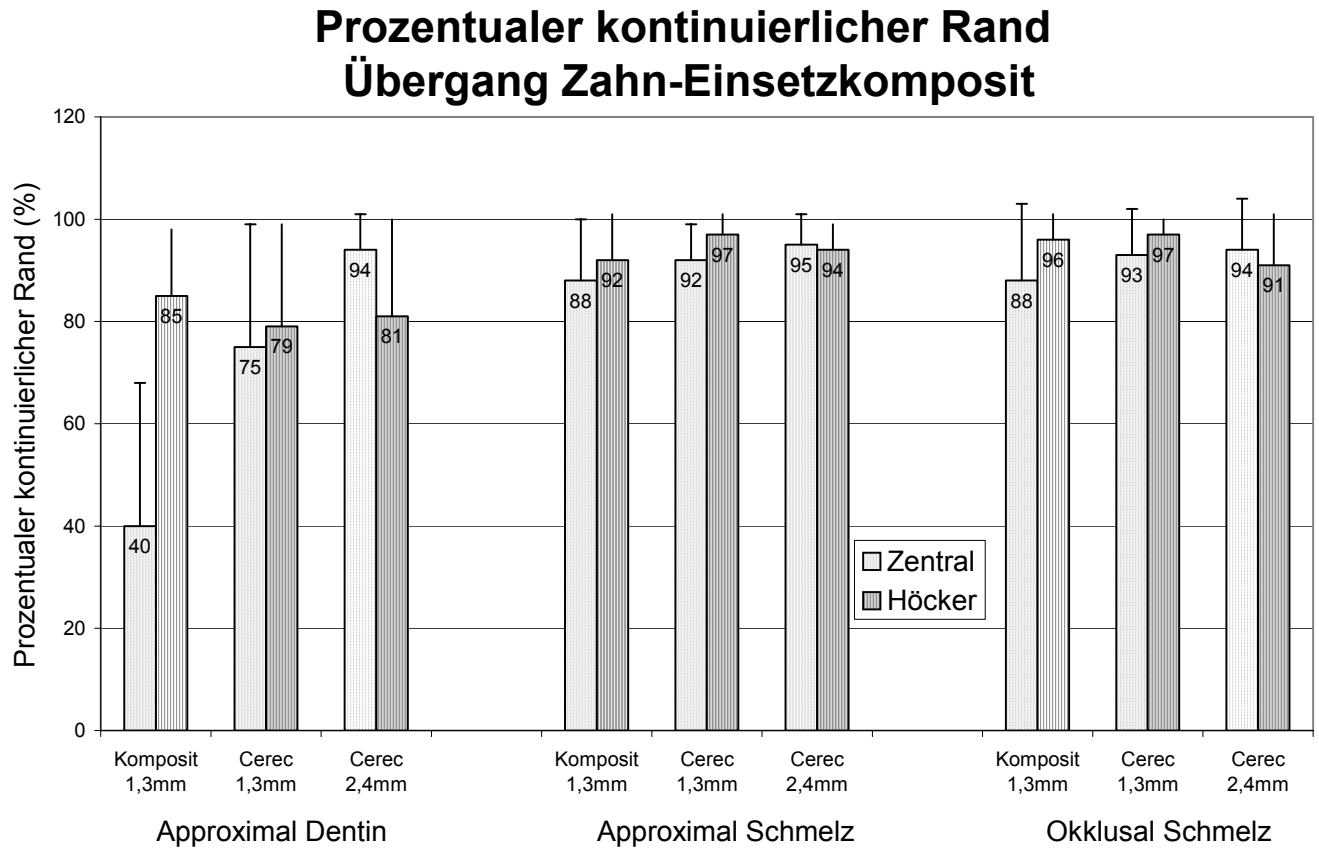


Abbildung 20: Prozentualer kontinuierlicher Rand am Übergang Zahn – Einsetzkomposit

Zur besseren Übersicht sind in Abbildung 20 noch die prozentualen Anteile an kontinuierlichem Rand dargestellt.

Lokationen des Randbereichs	Inlay Gruppe	Prozentualer Spalt [%] (Verbund Zahn – Einsetzkomposit)		Prozentualer Spalt [%] (Verbund Inlay – Einsetzkomposit)		Prozentualer kontinuierlicher Rand [%] (Verbund Zahn – Einsetzkomposit)	
		Zentral	Höcker	Zentral	Höcker	Zentral	Höcker
Approximal Dentin-begrenzt	Komposit 1,3mm	48,3 (31)	5,2 (5,5)	0,0 (0,0)	0,0 (0,0)	40,1 (28,4)	85,4 (12,8)
	Cerec 1,3 mm	11,2 (15,5)	9,9 (13,5)	0,4 (1,2)	5,2 (3,9)	75,4 (23,9)	79,7 (19,8)
	Cerec 2,4 mm	2,6 (3,9)	3,4 (4,2)	0,2 (0,3)	0,9 (1,6)	93,9 (7,0)	81,1 (18,6)
Approximal schmelz-begrenzt	Komposit 1,3mm	4,1 (4,5)	4,8 (4,6)	0,0 (0,0)	0,0 (0,0)	88,2 (12,1)	92,1 (8,9)
	Cerec 1,3 mm	4,9 (9,0)	1,1 (2,2)	2,3 (3,5)	1,9 (3,5)	91,9 (7,3)	96,9 (4,0)
	Cerec 2,4 mm	1,2 (3,7)	2,9 (2,8)	0,1 (0,1)	0,3 (1,0)	95,2 (5,9)	94,0 (5,1)
Okklusal schmelz-begrenzt	Komposit 1,3mm	1,8 (2,3)	1,6 (1,6)	0,0 (0,0)	0,0 (0,0)	87,9 (14,6)	96,0 (4,6)
	Cerec 1,3 mm	2,3 (3,7)	1,2 (0,8)	0,5 (1,5)	0,1 (0,3)	93,1 (8,8)	96,8 (3,1)
	Cerec 2,4 mm	3,9 (6,1)	4,1 (5,9)	0,3 (0,8)	2,1 (2,2)	94,2 (7,1)	91,3 (9,5)

Tabelle 4: Mittelwerte und Standardabweichungen der Ergebnisse der Randspaltanalyse nach thermischer und mechanischer Belastung

In Tabelle 4 sind die Mittelwerte und Standardabweichungen der Ergebnisse der Randspaltanalyse nach thermischer und mechanischer Belastung zusammengefasst.

4.2 Bruchtest

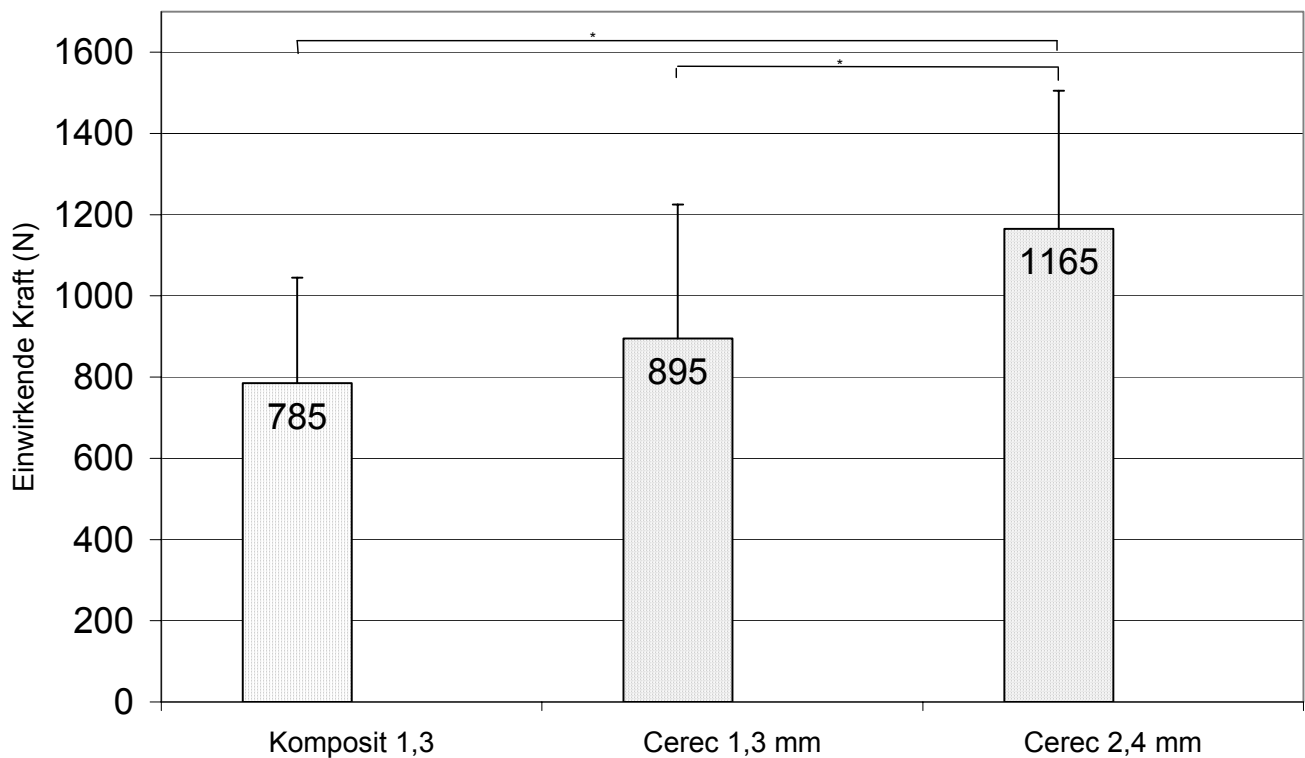
Bruchtest Zentral & Höcker

Abbildung 21: Bruchwerte für zentrale- und Höckerbelastung zusammengefasst

*: Signifikanzniveau $p=0,05$

Zunächst werden in Abbildung 21 die durchschnittlichen Bruchkräfte der einzelnen Versorgungsarten ungeachtet der Belastungsart dargestellt. Zähne mit Inlays der Gruppe I (Kompositinlays extrem) kamen bei einer Kraft von 785 N (± 260) zu Bruch, Zähne mit Inlays der Gruppe II (Cerec-II-Inlays extrem) hielten einer Kraft von bis zu 895 N (± 330) stand und jene mit Inlays der Gruppe III (Cerec-II-Inlays ausgedehnt) brachen bei einer Kraft von 1165 N (± 340).

Der Signifikanztest ergab, dass die Bruchkraft der Gruppe III signifikant höher als die Bruchkraft der Gruppe I und als die Bruchkraft der Gruppe II ist.

Bruchtest

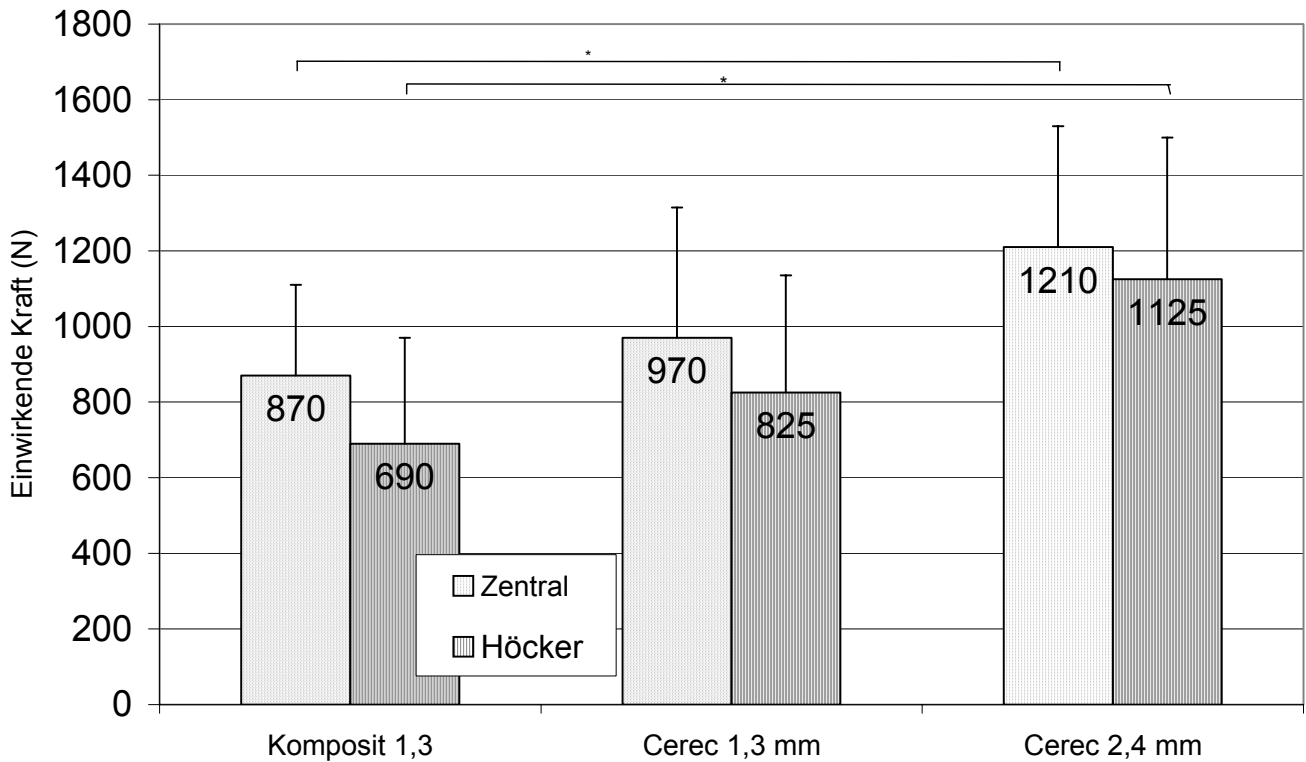


Abbildung 22: Bruchwerte aufgeschlüsselt nach zentraler- und Höckerbelastung
*: Signifikanzniveau $p=0,05$

Abbildung 22 zeigt die durchschnittlichen Bruchkräfte der einzelnen Versorgungsarten, jeweils sowohl bei zentraler wie auch bei Höckerbelastung. Nach zentraler Belastung brachen Inlays der Gruppe I (Kompositinlays extrem) bei 870 N (± 240), nach Höckerbelastung bei 690 N (± 280). Inlays der Gruppe II (Cerec-II-Inlays extrem) hielten unter zentraler Belastung einer Kraft von bis zu 970 N (± 345) und unter Höckerbelastung einer Kraft von bis zu 825 N (± 310) stand. Bei Inlays der Gruppe III (Cerec-II-Inlays ausgedehnt) betrug die Bruchkraft bei zentraler Belastung 1210 N (± 320), bei Höckerbelastung 1125 N (± 375).

Der Signifikanztest ergab, dass die Bruchkraft der Inlays der Gruppe I sowohl bei zentraler wie auch bei Höckerbelastung signifikant geringer ist als die Bruchkraft der Inlays der Gruppe III. Ansonsten waren keine signifikanten Unterschiede feststellbar.

5 Diskussion

5.1 Fehlermöglichkeiten bei Material und Methode

Voraussetzung für die Versuche waren 48 unversehrte, kariesfreie, frisch extrahierte Prämolaren, die zwischen allen Behandlungsschritten in isotoner Kochsalzlösung gelagert wurden.

Bei der Präparationsform wurden die grundsätzlichen Richtlinien der Präparation von Adhäsivinlays bzw. im Falle der Cerec-Inlays die Richtlinien von Cerec-Inlays beachtet (Burke und Qualtrough 1994, Cerec 2-Handbuch für den Anwender 1994). Bei den Präparationsausmaßen hingegen handelt es sich um "worst-case"-Fälle: es sollten die Grenzen der Höckerstabilisierung und die Grenzen der marginalen Adaptation bei extrem ausgedehnten Kavitäten ausgelotet werden. Dazu wurden die Höcker der mit Cerec-II-Inlays versorgten Zähnen einmal stark (Durchschnittsdicke der verbleibenden oralen bzw. bukkalen Lamelle: 2,4 mm) und einmal sehr stark geschwächt (Durchschnittsdicke der verbleibenden oralen bzw. bukkalen Lamelle: 1,3 mm). Für die Zähne, die mit Kompositinlays versorgt wurden, wurde lediglich eine Versuchsgruppe mit sehr stark geschwächten Höckern (Durchschnittsdicke der verbleibenden oralen bzw. bukkalen Lamelle: 1,3 mm) angefertigt, da bereits eine Untersuchung zu Kompositinlays mit stark geschwächten Höckern aus eigenem Hause und mit vergleichbaren Versuchsbedingungen vorlag (Mehl et al. 1996). Die Böden der approximalen Kästen aller Kavitäten lagen im Dentin, eine Lokalisation, die in der Vergangenheit eine klassische Problemstelle adhäsiver Inlays war (Kostka et al. 1991, Krejci et al. 1992b, Krejci et al. 1993a, Reid et al. 1993, Dietschi et al. 1993, Schmalz et al. 1994). Mittlerweile liegen aber vielversprechende In-vitro-Ergebnisse zur marginalen Adaptation im dentinbegrenzten Randbereich adhäsiver Inlays vor (Qualtrough und Piddock 1997, Schmalz und Geurtsen 1998,

Frankenberger et al. 2000). Um für die Studie vergleichbare Bedingungen zu erzielen, wurden die Kavitäten möglichst standardisiert präpariert.

Die Ausdehnung der Kavität, hier vor allem die Lokalisation der Kavitätenränder im Dentin, verbunden mit einer langen (Durchschnitt 2,9 mm), schmalen Kastenform, erwies sich bei der Inlayherstellung als Hindernis. Bei den Kompositinlays, die laborgefertigt waren, war dieses Problem lösbar. Bei der Herstellung der Cerec-II-Inlays hingegen mussten etliche Fehlversuche verworfen werden, bis eine akzeptable Primärpassung vorlag. Verständlich wird diese Problematik, wenn man das Messprinzip der Cerec-Kamera berücksichtigt, die nach dem Prinzip der Triangulation arbeitet. Dabei können lange Kästen zu Messfehlern infolge von Abschattungen der Kavitätenwände führen (Kern und Mehl 2002). Der Primärspalt der späteren Klebefuge musste hierbei teilweise mit bis zu 500 µm akzeptiert werden. Ein Wert, der aber nach Literaturvergleich, wo Maximalwerte bis zu 600 µm angegeben werden, toleriert werden kann (Rose et al. 1990, Reich et al. 1990). Dabei fielen zwei Schwachpunkte während des Herstellungsprozesses des Cerec-II-Inlays auf. Einerseits kann bereits die Puderbeschichtung zu einem ungenauem Abbild der Kavitätenränder führen, wenn sie in diesem Bereich zu dick aufliegt (Rekow 1993). Andererseits ist der optische Abdruck störanfällig hinsichtlich ungewollter Bewegungsunschärfen, die von der die Kamera haltenden Hand ausgehen. Als eine besonders problematische Stelle der Primärpassung hat sich der zervikal-approximale Übergang herausgestellt. Dies steht im Einklang mit anderen Autoren, z.B. Schug et al. (1995).

Um einen dauerhaften Verbund zu gewährleisten, wurden die Cerec-II-Inlays nach der Anätzung mit Flusssäure zusätzlich mit einem Silan beschickt. Auch die Kompositinlays wurden, nach vorheriger Anrauhung, mit Flusssäure angeätzt und mit Silan bestrichen, da Untersuchungen zufolge durch diese Vorbehandlung auch bei Kompositinlays die Haftung gesteigert werden kann (Krejci et al. 1994a, Krämer et al. 1996b).

Da die Inlays mittels der USI-Technik eingesetzt wurden, konnte ein hochvisköser Einsetzkomposit verwendet werden. Dies brachte einerseits den Vorteil, dass Zementüberschüsse leichter erkannt und entfernt werden konnten (Noack et al.

1993), andererseits ist davon auszugehen, dass die Zementfuge weniger abradert, da der hochvisköse Einsetzkomposit mehr Füllpartikel enthält (Hickel et al. 1992b, Schmalz und Geurtsen 1998). Die Ausarbeitung erfolgte nach gängigen Empfehlungen zunächst mit feinkörnigen Finierdiamanten und mit Soflexscheibchen absteigender Körnung, die abschließende Politur wurde mit einer für Komposit- und Keramikrestaurationen konzipierten Polierpaste vorgenommen (Fehér und Mörmann 1995, Schmid et al. 1991). Nach Betrachtung der ersten Charge unter dem Rasterelektronenmikroskop (= REM) musste jedoch festgestellt werden, dass die Ausarbeitung für eine Beurteilung der Randqualität unter dem REM nicht ausreichend war: die marginale Adaptation konnte auf weiten Strecken nicht beurteilt werden, da noch Überschüsse vorhanden waren. Somit musste die erste Charge verworfen werden und die nachfolgenden Inlays wurden mit extremer Sorgfalt unter Zuhilfenahme einer Lupenbrille ausgearbeitet.

Um klinische Bedingungen zu simulieren und hierbei vor allem die Hydrolysebeständigkeit des Dentinverbundes zu testen, wurden die Zähne vor weiteren Schritten für eine Woche bei 37 °C in physiologischer Kochsalzlösung zwischengelagert. Weiterhin ist nach einer Woche die Polymerisation nahezu abgeschlossen (Setz et al. 1991, Krejci 1992).

Bei der anschließenden simultanen mechanischen und thermischen Wechselbelastung im Kausimulator "Münchner Modell" wurden die Proben über 50000 Zyklen einer Kraft von 50 N und einem Be- bzw. Entlastungsintervall von jeweils 0,5 sek. ausgesetzt. Die Kraft wurde auf 50 N festgesetzt, da Untersuchungen zufolge zwar während des Kauvorgangs physiologisch wahrscheinliche Kräfte zwischen 20 und 160 N angenommen werden, die auf den einzelnen Zahn einwirkende Kraft aber auf bis 50 N begrenzt werden kann (Krejci 1992). Die simultane thermische Wechselbelastung erfolgte, in Übereinstimmung mit Literaturangaben, mit 1660 Zyklen zu 5 °C bzw. 55 °C bei einer jeweiligen Verweilzeit im Wasserbad von 30 sek. (Krejci 1992). Die Versuchsgruppen wurden jeweils zur Hälfte zentral auf der Zentralfissur und zur anderen Hälfte exzentrisch auf der Höckerspitze belastet. Vorangegangene Untersuchungen haben gezeigt, dass diese

Variation der Belastung auf die Randqualität einen höheren Einfluss hat als die Variation der Kavitätenbreite (Manhart 1997).

Die quantitative und qualitative Randanalyse mittels des Rasterelektronenmikroskops stellt eine vielfach angewandte und bewährte Untersuchungsmethode dar. Mittels Silikonabdruck und Epoxidharz werden detailgetreue Replika erstellt. Die Vorteile der REM-Analyse sind, dass die Probe nicht zerstört wird und somit eine Betrachtung vor und nach thermomechanischer Wechselbelastung möglich ist. Die Betrachtung unter 200-facher Vergrößerung ist zudem sehr genau. Einen Nachteil birgt die REM-Analyse darin, dass die Zuordnung zu den verschiedenen Randqualitäten oft schwierig und subjektiv ist und dass die Tiefenausdehnung von Randspalten nicht eruierbar ist (Reich et al. 1990).

Die Zuordnung erfolgte zu 6 verschiedenen Kategorien in Anlehnung an Roulet (Roulet et al. 1989): kontinuierlicher Rand, Randspalt, Überschuss, Schmelzrandfraktur, Risse oder Blasen und Unterschuss. Während der Auswertung zeigte sich jedoch, dass die Kategorien Überschuss, Schmelzrandfraktur, Risse oder Blasen und Unterschuss einen so geringen Anteil hatten, dass sie zusammengefasst werden konnten.

Der Bruchversuch in der Universalprüfmaschine stellt eine anerkannte Methode zur Bestimmung von Bruchkräften dar, wobei die Krafteinleitung meist über eine Metallkugel auf die Zentralfissur erfolgt (Watts et al. 1995, Burke et al. 1994, Ianzano et al. 1993). Dies wurde in dieser Untersuchung dahingehend abgewandelt, dass ein abgeschrägter Metallzylinder zur Krafteinleitung speziell angefertigt wurde, der eine exzentrische Höckerbelastung simulieren sollte (Eakle et al. 1992, Haller et al. 1990b). Als schwierig erwies sich die exakte Positionierung des Metallzylinders, sollte er doch nur auf natürlichem Zahn aufliegen. Da bei extremer Präparationsform von den Höckerabhängigen nur ein kleiner Bereich übrig war, war in diesen Fällen die Metallzylinderpositionierung problematisch.

Auch im Falle des Bruchversuches lag bereits eine Untersuchung aus eigenem Hause vor, bei dem unter vergleichbaren Versuchsbedingungen Prämolaren verwendet wurden die intakt waren oder unversorgte ausgedehnte Kavitäten aufwiesen, sowie Prämolaren die in ausgedehnten Kavitäten mit Kompositinlays

oder mit Empress-Inlays versorgt wurden (Godescha, Diss. in Vorbereitung). Aus diesem Grund wurde in vorliegender Untersuchung auf einen zusätzlichen Bruchversuch von Prämolaren, die intakt waren oder unversorgte Kavitäten aufwiesen, verzichtet.

5.2 Resultate

5.2.1 REM-Analyse

5.2.1.1 Einfluss der Versorgungsart

Vor Thermocycling ergaben sich Randspaltanteile von unter $< 1 \%$ (Hickel et al. 1992a, Hofmann et al. 1993a, Krejci et al. 1992a, Reich et al. 1990, Roulet 1997). Dadurch zeigte sich, dass die Polymerisationsschrumpfung des Einsetzkomposits aufgrund der geringen Fugenbreite (Kunzelmann und Hickel 1990, Roulet 1997) und aufgrund der Verwendung eines hochviskösen Einsetzkomposits (Hickel et al. 1992b, Wakefield und Kofford 2001) sich primär nicht negativ auf die Randqualität auswirkt.

Die Keramikinlays hatten im dentinbegrenzten Verbund Zahn-Einsetzkomposit bei zentraler Belastung, sowohl bei extremer wie auch bei ausgedehnter Präparation, einen signifikant geringeren Randspaltanteil als die Kompositinlays. Der Anteil an Randspalten ist in diesem untersuchten Bereich der Kompositinlays als sehr hoch und als nicht akzeptabel zu werten. Die Erklärung für den im Vergleich erhöhten Randspaltanteil der Kompositinlays ist in den Materialeigenschaften zu suchen: Kompositinlays zeigen, verglichen mit Keramikinlays, sowohl eine stärkere Verwindung unter Kaulast, als auch ein ungünstigeres Verhalten unter thermischer Belastung (Expansion)(Hickel und Kunzelmann 1997). Hierbei wirkt sich aus, dass der thermische Expansionskoeffizient des natürlichen Zahnes ähnlich dem der

Keramik, aber nicht dem der Komposite ist (Martin et al. 1999). Ähnliche Ergebnisse lieferte eine vergleichbare Studie aus eigenem Hause, bei der Kompositinlays mit Keramik-(Empress)-Inlays in gemäßigt ausgedehnten Prämolarenkavitäten verglichen wurden. Mit 12,9% Randspaltanteil am dentinbegrenzten Kavitätenboden der Kompositinlays unter zentraler Belastung in besagter Untersuchung (4% Randspaltanteil im gleichen Bereich der Keramik-(Empress)-Inlays), ist ein ähnlicher Trend wie in vorliegender Arbeit festzustellen (Mehl et al. 1996). Unterstützt wird dieser Zusammenhang durch Studien, in denen Keramikinlays im Langzeitverhalten besser als Kompositinlays abschneiden (Roulet 1997). Auch eine klinische Studie über Keramikinlays großer Kavitäten, deren Randbereiche teilweise im Dentin liegen, bestätigt mit 93 % Erfolgsquote deren gutes klinisches Langzeitverhalten (Frankenberger et al. 2000).

Aber auch innerhalb der Gruppe der Keramikinlays ergaben sich signifikante, präparationsabhängige Unterschiede: Keramikinlays mit extremer Präparation (1,3 mm) wiesen bei zentraler und bei Höckerbelastung signifikant mehr Randspaltanteile als Keramikinlays mit ausgedehnter Präparation auf. Hier wirkt sich die unterschiedlich starke Restzahnschubstanz aus: die dünnen oro-bukkalen Restzahnlamellen scheinen auch den zervikalen Dentinverbund negativ zu beeinflussen. Die extreme Ausdehnung der Kavität bedeutet auch eine erhöhte Instabilität der Höcker, wodurch bei Kaubelastung der adhäsive Verbund stark belastet wird, was wiederum eine hohe Randspaltengefahr in sich birgt (Lang 2001). Eine vergleichbare klinische Studie unterstützt diesen Zusammenhang: auch hier wird bei sehr großen Keramikinlays eine progressiv fortschreitende Spaltbildung an dentinbegrenzten Randabschnitten festgestellt (Lang et al. 1998).

Randspaltwerte von weniger als 4 % bei Cerec-II-Inlays mit ausgedehnter Präparation (2,4 mm) zeigen, dass diese Versorgungsart für mod-Kavitäten selbst bei dentinbegrenztem Präparationsrand und bei der relativ stark geschwächten Restzahnschubstanz möglich erscheint. Diese Ergebnisse sind vergleichbar mit den entsprechenden Werten von Empress-Inlays (Mehl et al. 1996).

Im schmelzbegrenzten Teil des Approximalkastens lagen unter Höckerbelastung keine signifikanten Unterschiede vor. Nach zentraler Belastung zeigten die Gruppen

mit extremer Präparation (Komposit 1,3 mm, Cerec 1,3 mm) signifikant mehr Randspaltanteile als die ausgedehnte Präparationsform der Keramikinlays (2,4 mm). Dieses Verhalten dürfte in der unterschiedlichen Verformung und Verwindung einerseits der verbliebenen Zahnschubstanz und andererseits des Inlays, verursacht durch die unterschiedlichen Restzahnschubstanzstärken, begründet sein (Lang et al. 1994, Lang 2001, Manhart 2000). Beim Vergleich der Materialien Komposit – Keramik sollte dieser Effekt allerdings, ausgehend von den unterschiedlichen E-Modulen dieser Werkstoffe, ausgeprägter sein. Dies konnte im Gegensatz zu einer früheren vergleichbaren Studie (Mehl et al. 1996) nicht bestätigt werden.

Insgesamt ist das Randschlussverhalten im approximalen Bereich mit Randspaltanteilen von unter 5 % als sehr gut zu beurteilen. Vergleiche mit anderen, vergleichbaren In-vitro-Studien zeigen Randspaltanteile zwischen 5 – 15 % (Reich et al. 1990, Bronwasser et al. 1991, Krejci et al. 1993b, Hofmann et al. 1993a, Schmalz et al. 1994, Dietschi und Moor 1999).

Im okklusalen schmelzbegrenzten Anteil ist weder bei zentraler noch bei Höckerbelastung ein signifikanter Unterschied zwischen den einzelnen Gruppen zu erkennen. Dies mag deutlich machen, dass sich die geprüften Variablen (unterschiedlich stark geschwächte Restzahnschubstanz, unterschiedliche Belastung, unterschiedliche Versorgungsarten) vor allem in den approximalen Kästen und hier vor allem am dentinbegrenzten Kastenboden auswirken.

Die Verbindung zwischen Kompositinlay und Einsetzkomposit erwies sich als so gut, dass unter Betrachtung im REM keinerlei Randspaltanteile zu erkennen waren. Dies bestätigt, dass durch die Vorbehandlung des Kompositinlays mittels Ätzen und Silanisieren eine dauerhafte und belastungsresistente chemische Matrixverbindung erreicht wird (Krämer et al. 1996b, Krejci et al. 1994a, Nilsson et al. 2000). Vergleiche mit Studien ohne chemische Vorbehandlung der Kompositinlays weisen auf Randspaltanteile im Kompositinlay-Einsetzzement-Verbund von bis zu 60 % hin (Krejci et al. 1994a, Roulet 1997).

Die Untersuchung des Keramikinlay-Einsetzkomposit-Verbundes ergab Randspaltanteile von unter 5 %. Sowohl klinische Studien (Empress-Keramikinlays: Krämer et al. 1999b) als auch In-vitro-Untersuchungen (Cerec-II-Keramikinlays: Uno

et al. 2000) bestätigen dieses Ergebnis. Auch steht es in Übereinstimmung mit Scher- und Zugversuchen, die Haftwerte von über 30 MPa ergaben (Mehl et al. 1994).

5.2.1.2 Einfluss der Belastungsart

Die Kompositinlays (1,3 mm) zeigten im dentinbegrenzten Approximalbereich unter zentraler Belastung signifikant mehr Randspalten als bei Höckerbelastung. Im Schmelzbereich war kein signifikanter Unterschied festzustellen. Im dentinbegrenzten Approximalbereich fiel vor allem der sehr hohe Randspaltanteil unter zentraler Belastung von 48,3 % auf, während unter Höckerbelastung die Randqualität verhältnismäßig gut war (5,2 %). Offensichtlich belastet die zentral eingeleitete Kraft den Verbund Zahn-Inlay stärker als eine exzentrisch über die Höcker eingeleitete Kraft. Es ist zu vermuten, dass bei einer exzentrischen Krafteinwirkung die eingeleitete Kraft von der Restzahnschubstanz "aufgefangen" wird, während bei zentraler Krafteinwirkung die Kraft über das Inlay direkt auf die Randbereiche übertragen wird. Dieser Effekt trat an der klassischen Problemstelle adhäsiver Restaurationen, dem dentinbegrenzten approximalen Kastenboden auf (Krejci et al. 1992b, Reid et al. 1993, Krejci et al. 1993a, Kostka et al. 1991, Schmalz, Geurtsen 1998). Wird von einigen Autoren fehlender Schmelz nicht mehr als Kontraindikation für zahnfarbene Inlays gesehen (Krämer et al. 2000) und liegt der Vorteil der Inlaytechnik gegenüber der direkten Kompositfüllung vor allem auch im verbesserten Randschluss im Dentin (Van Dijken 1996), so ist doch gerade bei Kompositinlays ein dauerhaft randspaltfreier Abschluss im Dentin nach wie vor schwierig zu erzielen (Jackson 1999, Van Dijken 2000). Durch das Zusammentreffen der drei Faktoren - isolierte zentrale Belastung (Mehl et al. 1996) - stark geschwächte Restzahnschubstanz (Lang et al. 1998) - Randbereich im Dentin (Jackson 1999, Van Dijken 2000) - kommt es zu einer Addition ungünstiger Einflüsse, die in einem hohen Randspaltanteil von 48,3 % resultieren.

Der Verbund Kompositinlays–Einsetzkomposit war in allen drei Bereichen so gut, dass keinerlei Randspaltanteile auszumachen waren. Dies bestätigt, dass die Vorbehandlung der Kompositinlays durch die Kombination Aufrauung, Anätzung und Silanisierung so belastungsresistent ist, dass sie selbst unter diesen extremen Voraussetzungen, die zu einem massiven Versagen des Zement-Dentin-Verbundes führen, zu einem perfekten, randspaltfreien Verbund führt. Hier wird deutlich, dass der Verbund Inlay-Einsetzkomposit vor allem durch die Einsetzung der Silane als weitgehend gelöstes Problem gelten kann (Krämer et al. 1996b, Krejci et al. 1994a), während der Verbund Einsetzkomposit–Dentin mit dem hier verwendeten Dentinadhäsiv unter diesen Versuchsvoraussetzungen versagt hat.

Die Randspaltanteile der Cerec-II-Inlays mit extremer Präparation (1,3 mm) nahmen vom dentinbegrenzten Approximalbereich über den schmelzbegrenzten Approximalbereich bis hin zum okklusalen schmelzbegrenzten Bereich ab. In allen drei Bereichen waren die Randspaltanteile unter zentraler Belastung höher als unter Höckerbelastung, signifikant war dieser Unterschied allerdings nicht. Erneut wird hier deutlich, dass die Problematik der stark ausgedehnten Präparation vor allem am dentinbegrenzten Kastenboden zum erhöhten Versagen des Verbundes führt (Lang et al. 1998, Lang 2001).

Beim Verbund der Cerec-II-Inlays und dem Einsetzkomposit fällt auf, dass die Werte der Randspaltanteile unter 5,2 % blieben, was einem sehr guten Verbund Keramik-Einsetzkomposit entspricht. Auch hier nahmen die Werte vom dentinbegrenzten Approximalbereich über den schmelzbegrenzten Approximalbereich zum okklusalen Bereich hin ab, signifikante Unterschiede waren aber nicht festzustellen.

Cerec-II-Inlays der ausgedehnten Präparation (2,4 mm) zeigten eine recht ausgeglichene Verteilung der Randspaltanteile, die absolut gesehen mit höchstens 4,3 % einen sehr geringen Anteil haben. Der Vergleich mit anderen In-vitro-Studien ergibt Randspaltanteile von 10 – 20 % (Reich et al. 1990, Schmalz et al. 1994, Dietschi, Moor 1999). Die hier bemerkte Angleichung der Randspaltanteile, sowohl in Bezug auf die Belastungsart als auch in Bezug auf untersuchten Zahnbereiche legt die Vermutung nahe, dass sie in der Präparationsart begründet zu sein scheinen. Durch die stärker erhaltene Restzahnschubstanz werden offensichtlich die

unterschiedlichen Belastungen besser vom Gesamtverbund Zahn-Inlay-Einsetzkomposit abgepuffert, ohne dass das System im Verbundbereich versagt (Lang et al. 1994, Manhart et al. 2000, Lang 2001). Dies zeigt, dass Cerec-II-Inlays sogar bis zu einer sehr ausgedehnten Kavitätengröße, zumindest nach vorliegenden In-vitro-Ergebnissen, geeignet erscheinen.

Bei vergleichender Betrachtung des Verbundes Inlay-Einsetzkomposit der Cerec-II-Inlays mit ausgedehnter Präparation (2,4 mm) waren keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der Belastungsart festzustellen. Der Maximalwert von 2,1 % Randspaltanteilen ist als äußerst gering zu werten. Ein Umstand, der vor allem auf die belastungsresistente Verbindung Inlay-Einsetzkomposit durch die kombinierte Vorbehandlung durch Anätzung und Silanisierung zurückzuführen ist (Hofmann 1993b). Einen weiteren Einfluss mag auch die Präparationsform haben, da durch die dickere Restzahnschubstanzstärke auch hier das Gesamtsystem stabiler erscheint und auftretende Belastungen besser abzapuffern vermag (Lang et al. 1994, Lang 2001).

5.2.2 Bruchtest

Jegliche Präparation einer Kavität geht mit einer deutlichen Schwächung der Restzahnschubstanz einher. Dies wurde auch in der unter Kapitel 5.1 erwähnten vorangegangenen Untersuchung aus eigenem Hause deutlich. Hierbei war die Bruchkraft der Prämolaren mit unversorgten ausgedehnten Kavitäten mit 320 N (\pm 140) signifikant geringer als die Bruchkraft jeglicher anderer Gruppe (Kompositinlays ausgedehnt, Empress-Inlays ausgedehnt, intakte Prämolaren).

In vorliegender Untersuchung waren die ermittelten Bruchkräfte der Gruppe III (Cerec-II-Inlays ausgedehnt) signifikant höher als jene der Gruppe I (Kompositinlays extrem) und als jene der Gruppe II (Cerec-II-Inlays extrem). Dieses Ergebnis ist vor allem durch die verschiedenen Kavitätenausdehnungen zu erklären. Da bei der extremen Präparationsform im Vergleich zur ausgedehnten die verbliebene orale/bzw. vestibuläre Lamelle dünner ist, ist von einer erhöhten Höckerauslenkung auszugehen (vgl. Proportionalitätsbeziehung, Kapitel 2.2.4 auf Seite 32) (Hood

1991). Verformungsversuche haben gezeigt, dass nach der Höckerauslenkung durch Belastung der Zahn nur verzögert wieder seinen Urzustand erreicht und dadurch von einer verminderten Stabilität auszugehen ist (Lopes et al. 1991). Bestätigt wird dieses Ergebnis auch durch die Untersuchung von Burke et al. (1994), bei der ebenfalls Kavitäten mit einem breiterem Isthmus eine höhere Frakturanfälligkeit des versorgten Zahnes zeigten.

Die signifikant niedrigere Bruchkraft der Gruppe I (Kompositinlays extrem) im Vergleich zur Gruppe III (Cerec-II-Inlays ausgedehnt) lässt sich auch durch die verschiedenen verwendeten Materialien erklären. Da das Kompositmaterial ein niedrigeres Elastizitätsmodul als die Keramik hat, ist die elastische Deformation des Kompositinlays und damit auch die Höckerauslenkung des mit dem Kompositinlays versorgten Zahnes größer als bei mit Keramikinlays versorgten Zähnen. Auch in vorangegangener Untersuchung war die Bruchkraft der Kompositinlays in ausgedehnten Kavitäten (mit 805 N (± 350)) signifikant geringer als jene der Empressinlays in ausgedehnten Kavitäten (Godescha, Diss. in Vorbereitung). Unterstützt wird dieser Zusammenhang durch eine Studie von Haller et al. (1997), in der Zähne, die mit Keramikinlays versorgt werden, eine signifikant höhere Frakturfestigkeit aufweisen als Zähne, die mit Kompositinlays versorgt werden. Haller et al. (1990b) finden im Gegensatz hierzu in einer früheren Untersuchung bei Kompositinlays eine tendenziell höhere Höckerstabilität als bei Keramikinlays.

Bei Aufschlüsselung der Gruppen nach zentraler Belastung und Belastung auf der Höckerspitze war die Bruchkraft der Gruppe I (Kompositinlays extrem) bei beiden Belastungsarten signifikant geringer als jene der Gruppe III (Cerec-II-Inlays ausgedehnt). Ein signifikanter Unterschied zur Gruppe II (Cerec-II-Inlays extrem) lag nach Aufschlüsselung nach Belastungsarten nicht vor. Von den Gruppen mit extremer Präparationsform war also nur die Bruchkraft der Kompositinlays - nicht die der Keramikinlays - signifikant geringer als die der Keramikinlays mit ausgedehnter Präparation. Dies bestätigt, dass es neben der Präparationsform vor allem die Versorgungsart ist, die Einfluss auf die Gesamtstabilität des restaurierten Zahnes hat (Lang et al. 1994, Haller et al. 1997). Durch die Materialeigenschaften des

Kompositinlays hält der damit versorgte Zahn offenbar einer geringeren Belastung stand, als ein Zahn, der mit einem Keramikinlay versorgt ist.

Auch die Art der Vorbelastung scheint einen Einfluss auf die Bruchstabilität des Zahnes zu haben. Bei allen drei getesteten Gruppen war die Bruchkraft nach zentraler Belastung höher als nach Belastung auf der Höckerspitze. Die Erklärung dürfte in der Methodik des Versuchaufbaues liegen: da die bukkale Höckerspitze schon im Kausimulator vorbelastet wurde, liegt es auf der Hand, dass es auch diese Zähne sind, die bei Belastung auf derselben Höckerspitze einer geringeren Bruchkraft standhalten als Zähne, die im Kausimulator auf der Zentralfissur belastet wurden. In-vitro-Versuche zur Ermittlung der Höckerfestigkeit haben ergeben, dass nach einer erfolgten Höckerdeformation ein Zahn nur sehr langsam in seine Ausgangsstellung zurückkehrt, sozusagen also "Energie im Zahn verbleibt" (Lopes et al. 1991). Diese Höckerauslenkung ist nach langanhaltender steigender Kraft am größten, aber auch nach Intervallbelastung ist eine geringe kumulative Höckerauslenkung zu beobachten (Jantararat et al. 2001). Das Ausmaß der Verformung ist abhängig von der Stärke der verbliebenen Restzahnschubstanz, ist also bei sehr großen Kavitäten sehr hoch (Lang et al. 1994). Obwohl die Verformung und Verwindung des Zahnes durch adhäsive Versorgungen verringert ist (Lopes et al. 1991, Lang et al. 1994), zeigen diese Versuche doch, dass vorhergehende Belastungen bis zu einem gewissen Grad im Zahn "gespeichert" werden, um so mehr je größer die Kavität ist. So lässt sich die bei allen drei Gruppen festgestellte niedrigere Bruchkraft bei auf der Höckerspitze vorbelasteten Zähnen erklären.

Die absoluten Werte der gemessenen Bruchkräfte liegen in einem hohen Bereich. In einer Untersuchung lagen die Bruchwerte intakter Prämolaren bei 800 N, die unversorgter Kavitäten bei 240 N (Weiß 1993). Diese Werte sind vergleichbar mit den Bruchkräften aus vorangegangener Untersuchung aus eigenem Hause mit 1160 N (± 390) für intakte Prämolaren und 320 N (± 140) für unversorgte Kavitäten. Es lag kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen der Bruchkraft der intakten Prämolaren und den Bruchkräften der Keramikinlays (Empress, ausgedehnte Präparation) mit 1080 (± 410) vor (Godescha, Diss. in Vorbereitung). Die Bruchwerte

der vorliegenden Untersuchung lagen zwischen 690 N (± 280) und 1210 N (± 320). Verschiedenen Literaturangaben zufolge kann man von einer maximalen Kaukraft von 140 N bis 730 N ausgehen (Carlsson 1974, Gibbs et al. 1981, Helkimo und Ingervall 1978). Wie unter Kapitel 2.2.4 auf Seite 33 schon erwähnt, ist bei einem Vergleich der absoluten Bruchwerte größte Vorsicht geboten, aufgrund der stark differierenden Versuchsbedingungen. Dennoch sei angesichts der hier gemessenen Bruchwerte der Rückschluss erlaubt, dass im Falle ausgedehnter Kavitäten bei Kompositinlays ein Höckerbruch nicht auszuschließen ist, bei Keramikinlays die Wahrscheinlichkeit jedoch sehr gering ist.

6 Schlussfolgerungen

Aus der vorliegenden Untersuchung können nachfolgende Schlussfolgerungen gezogen werden:

- Zur Versorgung von Kavitäten mit extrem dünnen Wandstärken (1,3 mm) mit approximalen Rändern im Dentin können Kompositinlays nicht empfohlen werden (Randspaltanteile im Dentin: 48 % (± 31)), Cerec-II-Inlays schneiden hier signifikant besser ab. Allerdings bedürfen Cerec-II-Inlays mit 11,2 % ($\pm 15,5$) Randspaltanteilen im Dentin bei gleicher Kavitätengröße weiterer klinischer Abklärung. Eventuell könnte ein noch leistungsfähigeres Dentinadhäsiv den Einsatz von adhäsiven Inlays auch bei diesen extrem ausgedehnten Kavitätenausmaßen möglich machen.
- Bei Kavitäten mit gemäßigt dünnen Wandstärken (2,4 mm) scheinen Cerec-II-Inlays selbst bei approximal im Dentin begrenzten Rändern eine ausreichende Qualität zu gewährleisten, da sich die Randspaltanteile unter 4,5 % bewegen.
- Die Vorbehandlung der Kompositinlays und der Cerec-II-Inlays mit Flusssäure und Silanlösung erweist sich nach dieser Untersuchung als ideal: zwischen den Kompositinlays und dem Einsetzzement ist kein Randspalt und zwischen den Cerec-II-Inlays und dem Einsetzzement ist ein Randspaltanteil von maximal 5,2 % ($\pm 3,9$) zu finden.
- Im internen Vergleich unter den drei Versorgungsarten ist, nach vorliegender Untersuchung, die Versorgung mit Cerec-II-Inlays mit ausgedehnter Präparation (2,4 mm) vorzuziehen.

7 Zusammenfassung

In dieser In-vitro-Studie wurde das Randschluss- und Bruchverhalten von Cerec-II-Inlays im Vergleich zu Kompositinlays in extrem ausgedehnten mod-Kavitäten in Prämolaren nach mechanischer und thermischer Belastung untersucht.

An 48 kariesfreien, extrahierten Prämolaren wurden standardisierte mod-Kavitäten mit oralen bzw. bukkalen Wandstärken von sowohl 1,3 mm als auch 2,4 mm präpariert. Approximal lag der Präparationsrand 1,5 mm unterhalb der Schmelz-Dentin-Grenze. Die Kavitäten mit 1,3 mm Wandstärke wurden teils mit Cerec-II-Inlays, teils mit Kompositinlays versorgt, die Kavitäten mit 2,4 mm Wandstärke lediglich mit Cerec-II-Inlays. Die Inlays wurden adhäsiv mittels der USI-Technik eingesetzt. Es erfolgte eine thermische und mechanische Wechselbelastung im Kausimulator, wobei ein Teil der Zähne zentral auf dem Inlay belastet wurde, der andere Teil auf dem Höcker unter einem Winkel von 60°. Anschließend wurde die qualitative und quantitative Randspaltanalyse der Replika unter 200-facher Vergrößerung am REM durchgeführt.

Zusätzlich zur Randspaltanalyse wurde nach der thermomechanischen Wechselbelastung das Frakturverhalten der Zähne in der Universalprüfmaschine untersucht. Dazu wurden die Zähne unter einem Winkel von 60° auf der bukkalen Zahn-Höckerspitze bis zum Bruch des Zahnes hin belastet.

Die Ergebnisse der Randspaltanalyse zeigten, dass innerhalb der Gruppe der 1,3 mm-Kavitäten Cerec-II-Inlays im dentinbegrenzten Bereich signifikant weniger Randspalten (11,2 % ($\pm 15,5$)) aufwiesen als Kompositinlays (48,3 % (± 31)). Die Randspaltanteile waren in der 1,3 mm-Gruppe sowohl bei den Cerec-II-Inlays als auch bei den Kompositinlays unter zentraler Belastung höher als unter Höckerbelastung. Cerec-II-Inlays in Kavitäten mit 2,4 mm Wandstärke hatten signifikant weniger Randspalten (2,6 % ($\pm 3,9$)) als in 1,3 mm-Kavitäten (11,2 % ($\pm 15,5$)). Im schmelzbegrenzten Anteil wurden sowohl für Komposit- als auch Cerec-II-Inlays befriedigende Randspaltergebnisse erzielt (<5 %).

Die Auswertung der Bruchkraft-Untersuchung ergab, dass die Bruchkraft der Kompositinlays sowohl nach Höcker- als auch nach zentraler Belastung signifikant niedriger als die Bruchkraft der Cerec-II-Inlays mit 2,4 mm Wandstärke war. Die Bruchkraft der Cerec-II-Inlays mit 2,4 mm Wandstärke insgesamt war signifikant höher als die Bruchkraft der Cerec-II-Inlays mit 1,3 mm Wandstärke, wie auch der Kompositinlays mit 1,3 mm Wandstärke.

Für die Versorgung von ausgedehnten Kavitäten (2,4 mm) mit approximaler Dentinbegrenzung scheinen Cerec-II-Inlays gute Ergebnisse zu liefern. Bei Kavitäten mit extremer Präparation (1,3 mm) mit approximalem Rand im Dentin sollte der Einsatz von Cerec-II-Inlays weiter klinisch abgeklärt werden, während der Einsatz von Kompositinlays bei diesen Kavitätenausmaßen aufgrund der hohen Randspaltanteile im Dentin abzulehnen ist. Hinsichtlich der Frakturstabilität kann eine Versorgung der ausgedehnten (2,4 mm) als auch der extremen Präparation (1,3 mm) sowohl mit Komposit- als auch mit Keramikinlays empfohlen werden, wobei hier die Keramikinlays aus Stabilitätsgründen vorzuziehen wären. Weitere Studien müssen allerdings zeigen, in wieweit diese In-vitro-Ergebnisse auf klinische Verhältnisse zu übertragen sind.

8 Bibliographie

1. Andersson, M., Oden, A.: A new all-ceramic crown: dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odont Scand* 51: 59-64 (1993)
2. Bergmann, P., Noack, M.J., Roulet, J.-F.: Marginal adaption with class ceramic inlays adhesively luted with glycerine gel. *Quintessence Int* 22: 739-744 (1991)
3. Beham, G.: IPS-Empress: Eine neue Keramik-Technologie. Ivoclar-Vivadent-Report Nr.6: 3-14 (1990)
4. Besek, M., Mörmann, W.H., Persi, C., Lutz, F.: Die Aushärtung von Komposit unter Cerec-Inlays. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 105(9): 1123-1128 (1995)
5. Blair, K.F., Koeppen, R.G., Schwartz, R.S., Davis, R.D.: Mikroleakage associated with resin composite-cemented, cast glass ceramic restoration. *Int J Prosthodont* 6: 579-584 (1993)
6. Blatz, M.B.: Langzeiterfolg vollkeramischer Restaurationen im Seitenzahnbereich. *Quintessenz* 52 (9): 887-900 (2001)
7. Blunck, U., Roulet, J.-F.: Effect of one-year water storage on the effectiveness of dentin adhesives in Class V composite resin restorations. *J Dent Res* 78: 444, Abstr. Nr. 2706 (1999)
8. Bornemann, G., Lemelson, S., Claas, H., Luthardt, R.: Analyse der internen 3D-Passgenauigkeit von Vollkeramikronen (CEREC-3). *Dtsch Zahnärztl Z* 56: 619-622 (2001)
9. Bowen, R.L.: Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Ass* 66: 57 (1963)
10. Bremer, B.D., Geurtsen, W.: Molar fracture resistance after adhesive restoration with ceramic inlays or resin-based composites. *Am J Dent* 14: 216-220 (2001)

11. Bronwasser, P.J., Mörmann, W.H., Krejci, I., Lutz, F.: Marginale Adaptation von Cerec-Dicor-MGC-Restaurationen mit Dentinadhäsiven. Schweiz Monatsschr Zahnmed 101(2): 162-169 (1991)
12. Brunner, T.: Cerec - Unbestrittener Erfolg der zahnfarbenen CAD/CIM-Restaurationen. Schweiz Monatsschr Zahnmed 106 (6): 615-617 (1996)
13. Buonocore, M.G.: A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res 34: 849 (1955)
14. Burke, F.J.T., Qualtrough, A.J.E.: Aesthetic inlays: composite or ceramic? Br Dent J 176: 53-60 (1994)
15. Burke, F.J.T., Wilson, N.H.F., Watts, D.C.: Fracture resistance of teeth restored with indirect composite resins: The effect of alternative luting procedures. Quintessence Int 25: 269-275 (1994)
16. Carlsson, G.E.: Bite force and chewing efficiency. In: *Kawamura, Y. (ed.): Frontiers of Oral Physiology. I. Physiology of Mastication.* Karger, Basel 1974
17. Cerec 2 – Handbuch für den Anwender, Siemens AG (1994)
18. Dérand, T.: Stress analysis of cemented or resin-bonded loaded porcelain inlays. Dent mater 7: 21-24 (1991)
19. Dietschi, D., Magne, P., Holz, J.: An in vitro study of parameters related to marginal and internal seal of bonded restorations. Quintessence Int 24: 281-291 (1993)
20. Dietschi, D., Moor, L.: Evaluation of the marginal and internal adaption of different ceramic and composite inlay systems after an in vitro fatigue test. J Adhesive Dent 1: 41-56 (1999)
21. Eakle, W.S., Staninec, M., Lacy, A.M.: Effect of bonded amalgam on the fracture resistance of teeth. J Prosthet Dent 68: 257-260 (1992).
22. Ebert, J., Petschelt, A.: Die "Ultraschalleinsetztechnik" ohne Verwendung von Haftvermittler. Dtsch Zahnärztl Z 51: 96-100 (1996)
23. Fehér, A., Mörmann, W.H.: Die Ausarbeitung von Keramikrestaurationen mit superfeinen Diamantinstrumenten. Schweiz Monatsschr Zahnmed 105: 474-479 (1995)

24. Franchi, M., Breschi, L., Ruggeri, O.: Cusp fracture resistance in composite-amalgam combined restorations. *J Dent* 27: 47-52 (1999)
25. Frankenberger, R.: Materialkundliche Grundlagen der Adhäsivtechnik, in: Die Adhäsivtechnologie - Ein Leitfaden für Theorie und Praxis, 3M Espe AG, Seefeld; (2001)
26. Frankenberger, R., Krämer, N., Hahn, C., Sindel, J., Pelka, M.: Beurteilung der Klebefugenabrasion von Adhäsivinlays in vivo. *Dtsch Zahnärztl Z* 51: 591-594 (1996)
27. Frankenberger, R., Petschelt, A., Krämer, N.: Leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after six years: Clinical behavior. *Oper Dent* 25: 459-465 (2000)
28. Frankenberger, R., Sindel, J., Krämer, N., Oberschachtsiek, H., Petschelt, A.: Die Langzeitstabilität des Komposit – Dentinverbunds nach Total Etching. *Dtsch Zahnärztl Z* 58: 697-700 (1998a)
29. Frankenberger, R., Sindel, J., Krämer, N., Petschelt, A.: Dentinhaftung von Keramikinlays in simulierten Kavitäten. *Dtsch Zahnärztl Z* 53: 507-512 (1998b)
30. Frankenberger, R., Sindel, J., Krämer, N., Petschelt, A.: Dentin bond strength and marginal adaption: Direct composite resins vs ceramic inlays. *Oper Dent* 24: 147-155 (1999)
31. Geurtsen, W.: Keramik- und Kunststoffinlay. in: Ketterl, W.: Praxis der Zahnheilkunde, München (1992)
32. Geurtsen, W., Orth, M., Gartner, A.: Die Frakturfestigkeit menschlicher Oberkiefermolaren mit einer MOD-Amalgam- oder Kompositfüllung. *Dtsch Zahnärztl Z* 44: 108-109 (1989)
33. Gibbs, C.H., Mahan, P.E., Lundeen, H.C.: Occlusal forces during chewing – influences of biting strength and food consistency. *J Prosthet Dent* 46: 561 (1981)
34. Gladys, S., Van Meerbeek, B., Inokoshi, S., Willems, G., Braem, M., Lambrechts, P., Vanherle, G.: Clinical and semiquantitative marginal analysis of four tooth-coloured inlay systems at 3 years. *J Dent* 23: 329-338 (1995)

35. Glockner, K., Reich, M.E., Kos, S., Keil, C., Ebeleseder, K., Städtler, P.: Randadaptation von verschiedenen zahnfarbenen Klasse-II-Restaurationen. Dtsch Zahnärztl Z 53: 775-780 (1998)
36. Godescha, P.: Vergleich von Komposit- und Keramikinlays. Dissertation Ludwig-Maximilian-Universität München (in Vorbereitung)
37. Grüninger, A., Hugo, B., Stassinakis, A., Hotz, P.: Das Celay-System®. Herstellung und Anwendungsbereiche von im Kopierschleifverfahren hergestellten keramischen In- und Onlays. Schweiz Monatsschr Zahnmed 106: 127-135 (1996)
38. Haas, M., Arnetzl, G., Wegscheider, A., König, K., Bratschko, R.O.: Klinische und werkstoffkundliche Erfahrungen mit Komposit-, Keramik- und Goldinlays. Dtsch Zahnärztl Z 47: 18-22 (1992)
39. Hahn, R.: Entwicklung und experimentelle Anwendungsprüfung keramischer und polymer-keramischer Zahnersatzwerkstoffe aus polymeren Werkstoffvorstufen. Dtsch Zahnärztl Z 52: 168-179 (1997)
40. Hahn, R., Löst, C.: Konventionelle Dentalporzellane versus bruchzähe Hochleistungskeramiken. Dtsch Zahnärztl Z 47: 659-664 (1992a)
41. Hahn, R., Löst, C.: Sonoerosive Fertigung keramischer Zahnrestaurationen. Dtsch Zahnärztl Z 47: 734-739 (1992b)
42. Haller, B., Fritzenschaft, A.: Dentinhaftung von Ein- und Mehrkomponenten – Haftvermittlern bei Dry und Moist Bonding in vitro. Dtsch Zahnärztl Z 54: 225-230 (1999)
43. Haller, B., Klaiber, B.: Kompositinlays als zahnfarbene Seitenzahnrestaurationen. ZM 79: 920-925 (1989)
44. Haller, B., Klaiber, B., Tarenz, O., Hofmann, N.: Zur Verbundfestigkeit zwischen Kompositinlay und Befestigungskomposit. Dtsch Zahnärztl Z 45: 669-672 (1990a)
45. Haller, B., Posorsky, A., Klaiber, B.: Höckerstabilisierung mit zahnfarbenen Adhäsivinlays in vitro. Dtsch Zahnärztl Z 52: 515-519 (1997)

46. Haller, B., Thull, R., Klaiber, B., Schmitz, A.: Höckerstabilisierung durch Adhäsivinlays in MOD-Kavitäten. Dtsch Zahnärztl Z 45: 660-663 (1990b)
47. Hannig, M.: Das Randschlußverhalten von Kompositinlays aus SR-Isosit. Dtsch Zahnärztl Z 51: 595-597 (1996)
48. Hannig, M., Albers, H.-K., Prieshoff, T.; Weinle, S.: REM-Untersuchungen zur Nacharbeitung der Befestigungskompositfuge adhäsiv zementierter Kompositinlays. Dtsch Zahnärztl Z 45: 672-675 (1990)
49. Helkimo, E., Ingervall, B.: Bite force and functional state of the masticatory system in young men. Swed Dent J 2: 167 (1978)
50. Hellwig, E., Klimek, J., Attin, T.: Einführung in die Zahnerhaltung. Urban&Schwarzenberg, München (1995)
51. Hellwig, E., Klimek, J., Schmidt, Chr.: Primäre Paßgenauigkeit von im indirekten Verfahren hergestellten Komposit-Inlays. Dtsch Zahnärztl Z 46: 148-151 (1991)
52. Hickel, R., Eberhard, H., Kunzelmann, K.-H., Petschelt, A.: Randspaltbildung bei Adhäsivinlays mit und ohne Randanschrägung. Dtsch Zahnärztl Z 47: 185-188 (1992a)
53. Hickel, R., Heid, M., Kunzelmann, K.-H., Petschelt, A.: Durchhärtetiefe von lighthärtenden Kompositen unter Keramik. Dtsch Zahnärztl Z 47: 182-185 (1992b)
54. Hickel, R., Kunzelmann, K.-H.: Der Einfluß der Kavitätenpräparation auf die Randspaltbreite bei Cerec-Inlays. Dtsch Zahnärztl Z 45: 675-677 (1990)
55. Hickel, R., Kunzelmann, K.-H.: Keramikinlays und Veneers. Hanser Verlag 1997
56. Hofmann, N., Haller, B., Klaiber, B., Münchenberg, K.: Randqualität gesinterter und gepreßter Keramikinlays nach Belastung im Kausimulator. Dtsch Zahnärztl Z 48: 713-716 (1993a)
57. Hofmann, N., Handrejk, A., Haller, B., Klaiber, B.: Oberflächenkonditionierung gepresster Keramik und ihr Einfluss auf die Verbundfestigkeit zu Kompositen. Schweiz Monatsschr Zahnmed 103: 1415-1420 (1993b)

58. Hofmann, N., Klaiber B.: Die Herstellung und Eingliederung von computergefrästen Keramik-Inlays. ZWR 7: 530-537 (1990)
59. Hofmann, N., Klaiber, B., Heners, M.: Okklusale Randschlußqualität von Cerec-Inlays nach mehrmonatiger Tragedauer. Dtsch Zahnärztl Z 45: 289-292 (1990)
60. Höland, W., Frank, M.: Werkstoffwissenschaftliche Betrachtungen zur Empress-Glaskeramik. in: Empress: Werkstoffwissenschaft und Klinik, Ivoclar-Vivadent Report 10: 3-8 (1994)
61. Hood, J.A.A.: Biomechanics of the intact, prepared and restored tooth: some clinical implications. Int J Dent 41: 25 (1991)
62. Ianzano, J.A., Mastrodomenico, J., Gwinnett, A.J.: Strength of amalgam restorations bonded with Amalgambond. Am J Dent 6:10-12 (1993)
63. Jackson, R.D.: Indirect resin inlay and onlay restorations: A comprehensive clinical overview. Pract Periodont Aesthet Dent 11(8): 891-900 (1999)
64. Jantararat, J., Palamara, J.E.A., Messer, H.H.: An investigation of cuspal deformation and delayed recovery after occlusal loading. J Dent 29: 363-370 (2001)
65. Kawai, K., Isenberg, B.P., Leifelder, K.F.: Effect of gap dimension on composite resin wear. Quintessence Int 24: 53-58 (1993)
66. Kelsey, W.P., Triolo, P.T., Blankenau, R.J., Kelsey, M.N., Ortmeier, C., Hauser, D.: Bond strengths to enamel and dentin with indirect and direct resin composites. Am J Dent 9: 105-108 (1996)
67. Kern, M.: Keramik-Event am Bodensee zieht Bilanz mit Vollkeramik. ZWR 111 (4): 190-191 (2002a)
68. Kern, M.: Zur Systematik vollkeramischer Restaurationssysteme. in: Reiss, B., Wiedhahn, K., Schneider, W., Kern, M.: Ceramic News Letter 1: 8-12 (2002b)
69. Kern, M., Mehl, A.: Neue Perspektiven für CAD/CAM in der Zahnheilkunde? Quintessenz Zahntech 28, 11: 1244-1250 (2002)

70. Kielbassa, A.M., Attin, T., Wrbas, K.-Th., Stosseck, M., Hellwig, E.: Der Einfluß der unterschiedlichen Verarbeitung des Haftvermittlers auf die Zughaftung von Glaskeramik auf Dentin. Dtsch Zahnärztl Z 52: 252-256 (1997)
71. Kimmel, K.: Die Lichtpolymerisation. ZM 89 (17): 2052-2054 (1999)
72. Kostka, E.C., Noack, M.J., Blunck, U., Roulet, J.F.: Einfluß von Dentinhaftmitteln auf den approximalen Randschluß keramischer Inlays. Dtsch Zahnärztl Z 46: 615-617 (1991)
73. Krämer, N., Frankenberger, R., Ebert, J., Petschelt, A.: Total bonding of posterior composite restorations - two-year results. J Dent Res 78: 308, Abstr. Nr. 1621 (1999a)
74. Krämer, N., Frankenberger, R., Pelka, M., Petschelt, A.: IPS Empress inlays and onlays after four years - a clinical study. J Dent 27: 325-331 (1999b)
75. Krämer, N., Kunzelmann, K.-H., Mumesohn, M., Pelka, M., Hickel, R.: Langzeiterfahrungen mit einem mikrogefülltem Komposit als Inlaysystem. Dtsch Zahnärztl Z 51: 342-344 (1996a)
76. Krämer, N., Lohbauer, U., Frankenberger, R.: Adhesive luting of indirect restorations. Am J Dent 13: 60-76 (2000)
77. Krämer, N., Popp, S., Sindel, J., Frankenberger, R.: Einfluß der Vorbehandlung von Kompositinlays auf die Verbundfestigkeit. Dtsch Zahnärztl Z 51: 598-601 (1996b)
78. Krejci, I.: Zahnfarbene Restaurationen. Qualität, Potential und Indikationen. Hanser München 1992
79. Krejci, I., Füllemann, J., Lutz, F.: Klinische und Rasterelektronenmikroskopische Langzeituntersuchung von Kompositinlays. Schweiz Monatsschr Zahnmed 104: 1351-1356 (1994a)
80. Krejci, I., Glauser, R., Sägger, D., Lutz, F.: Marginale Adaptation und Verschleißfestigkeit eines Feinhybridkomposit-Inlays in vitro. Schweiz Monatsschr Zahnmed 103: 973-978 (1993a)

81. Krejci, I., Güntert, A., Lutz, F.: Scanning electron microscopic and clinical examination of composite resin inlays / onlays up to 12 months in situ. Quintessence Int 25: 403-409 (1994b)
82. Krejci, I., Krejci, D., Lutz, F.: Clinical evaluation of a new pressed glass ceramic inlay material over 1,5 years. Quintessence Int 23: 181-186 (1992a)
83. Krejci, I., Lutz, F., Füllemann, J.: Zahnfarbene Inlays / Overlays: Materialien, Prinzipien und Klassifikation. Schweiz Monatsschr Zahnmed 102(1): 72-83 (1992b)
84. Krejci, I., Lutz, F., Reimer, M.: Marginal adaption and fit of adhesive ceramic inlays. J Dent 21: 39-46 (1993b)
85. Krejci, I., Lutz, F., Reimer, M.: Wear of CAD/CAM ceramic inlays: Restorations, opposing cusps, and luting cements. Quintessence Int 25: 199-207 (1994c)
86. Kullmann, W.: Sorptions- und Lösungsvorgänge bei selbst- und lichthärtenden Komposit-Kunststoffen. Dtsch Zahnärztl Z 45: 286-288 (1990)
87. Kunzelmann, K.-H., Chen, H.Y., Manhart, J., Hickel, R.: Bruchfestigkeit und Ermüdungsverhalten von Cerec-Keramikkronen. Dtsch Zahnärztl Z 54: 681-687 (1999)
88. Kunzelmann, K.-H., Hickel, R.: Spannungsentwicklung durch Polymerisationsschrumpfung bei Kompositklebern. Dtsch Zahnärztl Z 45: 699-700 (1990)
89. Kunzelmann, K.-H., Hickel, R.: Klinische Aspekte der Adhäsivtechnik mit plastischen Werkstoffen. in: Die Adhäsivtechnologie - Ein Leitfaden für Theorie und Praxis, 3M Espe AG, Seefeld; (2001)
90. Kunzelmann, K.-H., Jelen, B., Mehl, A., Hickel, R.: Material- und Antagonistenverschleiß von CAD/CAM - Keramik- und Komposit- Werkstoffen für das Cerec-System. Int J Comp Dent 4: 171-184 (2001)
91. Lambrechts, P., Van Meerbeek, B., Perdigão, J., De Munck, J., Vanherle, G.: Mögliche Fehler bei der klinischen Anwendung von Adhäsiven. in: Die

- Adhäsivtechnologie - Ein Leitfaden für Theorie und Praxis, 3M Espe AG, Seefeld; (2001)
92. Lang, H.: "Stabile Zähne" durch Adhäsivinlays ?! – Reviews aus der Wissenschaft. Dtsch Zahnärztl Z 56: 398-399 (2001)
 93. Lang, H., Schwan, R., Nolden, R.: Die Verformung gefüllter Zähne. Dtsch Zahnärztl Z 49: 812-815 (1994)
 94. Lang, H., Schüler, N., Nolden, R.: Keramikinlay oder Keramikteilkrone?. Dtsch Zahnärztl Z 53: 53-56 (1998)
 95. Lopes, L.M.P., Leitao, J.G.M., Douglas, W.H.: Effect of a new resin inlay / onlay restorative material on cuspal reinforcement. Quintessence Int 22: 641-645 (1991)
 96. Lopresti, J.T., David, S., Calamia, J.R.: Mikroleakage of CAD-CAM porcelain restorations. Am J Dent 9: 37-39 (1996)
 97. Lösche, G.: Marginal adaption of class II composite fillings. Guided polymerisation vs. reduced light intensity. J Adhesive Dent 1: 31-39 (1999)
 98. Lüthy, H., Dong, J.K., Wohlwend, A., Schärer, P.: Effects of veneering and glazing on the strength of heat-pressed ceramics. Schweiz Monatsschr Zahnmed 103: 1257-1260 (1993)
 99. Luthardt, R., Kern, M.: Aktueller Stand der CAD/CAM-Technologie für Zahnrestorationen. ZWR 11: 621-624 (2002)
 100. Luthardt, R., Rudolph, H., Sandkuhl, O., Walter, M.: Aktuelle CAD/CAM-Systeme zur Herstellung von keramischem Zahnersatz. Teil 1: Systeme ohne zusätzliche Sinterung des keramischen Grundmaterials. ZWR 11: 747-754 (2001a)
 101. Luthardt, R., Rudolph, H., Sandkuhl, O., Walter, M.: Aktuelle CAD/CAM-Systeme zur Herstellung von keramischem Zahnersatz. Teil 2: Systeme mit zusätzlicher Sinterung des keramischen Grundmaterials. ZWR 12: 797-802 (2001a)
 102. Lutz, F., Krejci, I., Barbakow, F.: Quality and durability of marginal adaption in bonded composite restorations. Dent Mater 7: 107-113 (1991)

103. Lutz, F., Krejci, I., Schüpbach, P.: Adhäsivsysteme für zahnfarbene Restaurationen. Schweiz Monatsschr Zahnmed 103: 537-549 (1993)
104. McLaren, E.A., Rifkin, R., Devaud, V.: Considerations in the use of polymer and fiber-based indirect restorative materials. Pract Periodont Aesthet Dent 11(4): 423-432 (1999)
105. Manhart, J.: Marginale Adaption von Klasse-II-Kompositfüllungen in Abhängigkeit von Kavitätengröße, okklusaler Belastung und verschiedenen Dentinadhäsiven. Dissertation Ludwig-Maximilian-Universität München (1997)
106. Manhart, J., Chen, H.Y., Kunzelmann, K.-H., Hickel, R.: Haftkraft und Randverhalten moderner Einflaschen-Haftvermittlersysteme und Komposite zum Dentin. Dtsch Zahnärztl Z 55: 128-133 (2000)
107. Martin, N., Jedyakiewicz, N.M., Williams, D.F.: Cuspal deflection during polymerisation of composites lutes of ceramic inlays. J Dent 27: 29-36 (1999)
108. Marx, R.: Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen - Verstärkung und Bruchzähigkeit. Dtsch Zahnärztl Z 48: 229-236 (1993)
109. Marx, R., Fischer, H., Sahin, G., Wilke, M., Tinschert, J.: Haftfestigkeit neuer Dentinhaftvermittler nach korrosiver Belastung. Dtsch Zahnärztl Z 53: 748-752 (1998)
110. Mehl, A., Buschhorn, S., Kunzelmann, K.-H., Hickel, R.: Bond strength between ceramic inlays and bonding composite resins. J Dent Res 73: 182 (Abstr 645) (1994)
111. Mehl, A., Godescha, P., Kunzelmann, K.-H., Hickel, R.: Randspaltverhalten von Komposit- und Keramikinlays bei ausgedehnten Kavitäten. Dtsch Zahnärztl Z 51: 710 (1996)
112. Mehl, A., Hickel, R.: Aktueller Entwicklungsstand und Perspektiven von maschinellen Herstellungsverfahren für Zahnrestaurationen. Int J Comp Dent 2: 9-35 (1999)
113. Mehl, A., Hickel, R., Kunzelmann, K.-H.: Physical properties and gap formation of light curing composites with and without softstart-polymerization. J Dent Res 25: 321 (1997)

114. Melchers, H. -G.: Aufbiegen und Randspaltbildung von zementierten mod-Inlays bei Belastung parallel zur Zahnachse. Dtsch Zahnärztl Z 45: 646-648 (1990)
115. Mörmann, W.H., Bindl, A.: The Cerec3 - A quantum leap for computer-aided restorations: Initial clinical results. Quintessence Int 31: 699-712 (2000)
116. Mörmann, W.H., Brandestini, M.: Die Cerec Computer Rekonstruktion. Inlays, Onlays und Veneers. Quintessenz Berlin (1989)
117. Mörmann, W.H., Krejci, I.: Computer-designed inlays after 5 years in situ: clinical performance and scanning electron microscopic evaluation. Quintessence Int 23: 109-115 (1992)
118. Molin, M.K., Karlsson, S.L., Kristiansen, M.S.: Influence of film thickness on joint bend strength of a ceramic / resin comosite joint. Dent-Mater 12(4): 245-249 (1996)
119. Myers, M.L., Ergle, J.W., Fairhurst, C.W., Ringle, R.D.: Fatigue failure Parameters of IPS- Empress Porcelain. Int J Prosthodont 7: 549-553 (1994)
120. Nakabayashi, N., Ashizawa, M., Nakamura, M.: Identification of a resin-dentin hybrid layer in vital human dentin created in vivo: durable bonding to vital dentin. Quintessence Int 23: 135-141 (1992)
121. Nakabayashi, N., Takarada, K.: Effect of HEMA on bonding to dentin. Dent Mater 8: 125-130 (1992)
122. Nilsson, E., Alaeddin, S., Karlsson, S., Milleding, P., Wennerberg, A.: Factors affecting the shear bond strength of bonded composite inlays. Int J Prosthodont 13: 52-58 (2000)
123. Noack, M.J., Locke, Lj.S., Roulet, J.-F.: Das Randverhalten adhäsiv befestigter und mittels Ultraschall eingesetzter Porzellaninlays in vivo. Dtsch Zahnärztl Z 48: 720-723 (1993)
124. Noack, M.J., Roulet, J.-F., Bergmannn, P.: A new method to lute tooth coloured inlays with highly filled composite resins. J Dent Res 70: 457 (Abstr. No 1528) (1991)

125. Odman, P., Andersson, B.: Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10,5 years: a prospective clinical study. *Int J Prosthodont* 14: 504-509 (2001)
126. Otto, T., De Nisco, S.: Computer-aided direct ceramic restorations: A 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *Int J Prosthodont* 15: 122-128 (2002)
127. Perdigao, J., Lopes, M.: Dentin bonding- questions for the new millenium. *J Adhes Dent* 1: 191-209 (1999)
128. Peters, R., Rinke, S., Schäfers, F.: Passungsqualität CAD/CAM-gefertigter Inlays in Abhängigkeit von der Kavitätenpräparation. *Dtsch Zahnärztl Z* 51: 587-590 (1996)
129. Pilo, R., Brosh, T., Chweidan, H.: Cusp reinforcement by bonding of amalgam restorations. *J Dent* 26: 467-472 (1998)
130. ProCAD: Wissenschaftliche Dokumentation. Ivoclar Vivadent AG (2002)
131. Qualtrough, A.J.E., Piddock, V.: Ceramics update. *J Dent* 25: 91-95 (1997)
132. Reich, E., Schmalz, G., Federlin, M.: Randspaltverhalten von Keramik- und Kompositinlays in vitro. *Dtsch Zahnärztl Z* 45: 656-660 (1990)
133. Reid, J.S., Saunders, W.P., Baidas, K.M.: Marginal fit and mikroleakage of indirect inlay systems. *Am J Dent* 6: 81-84 (1993)
134. Reinhardt, K.-J.: Die extraorale Vergütung von Komposit-Inlays. *Dtsch Zahnärztl Z* 46: 342-345 (1991)
135. Reiss, B., Walther, W.: Ereignisanalyse und klinische Langzeitergebnisse mit Cerec-Keramikinlays. *Dtsch Zahnärztl Z* 53: 65-68 (1998)
136. Reiss, B., Walther, W.: Klinische Langzeitergebnisse und 10-Jahres Kaplan-Meier-Analyse von computergestützt hergestellten Keramikinlays nach dem Cerec-Verfahren. *Int J Comp Dent* 3: 9-23 (2000)
137. Rekow, D.: Dental CAD-CAM systems. What is the state of the art. *J Am Dent Assoc* 122: 43 (1991)
138. Rekow, D.: High-technology innovations - and limitations - for restorative dentistry. *Dent-Clin-North-Am* 37(3): 513-524 (1993)

139. Rose, D., Platzer, U., Roth, K.K.-F.: Untersuchungen zur Kompositfuge bei computererstellten Keramikinlays. Dtsch Zahnärztl Z 45: 677-679 (1990)
140. Rosenblum, M.A., Schulman, A.: A review of all-ceramic restorations. JADA 128: 227-307 (1997)
141. Roulet, J.F.: Benefits and disadvantages of tooth-coloured alternatives to amalgam. J Dent 25: 459-473 (1997)
142. Roulet, J.F., Reich, T., Blunck, U., Noack, M.: Quantitative margin analysis in the scanning electron-microscope. Scanning Microscopy 3 (1): 147-159 (1989)
143. Scherrer, S.S., De Rijk, W.G., Belser, U.C.: Fracture resistance of human enamel and three all-ceramic crown systems on extracted teeth. Int J Prosthodont 9: 580-585 (1996)
144. Schmalz, G., Federlin, M., Geurtsen, W.: Sind Keramik-Inlays und -Veneers wissenschaftlich anerkannt? Dtsch Zahnärztl Z 49: 197-208 (1994)
145. Schmalz, G., Geurtsen, W.: Sind Keramik-Inlays und -Veneers wissenschaftlich anerkannt? Dtsch Zahnärztl Z 53: 162 (1998)
146. Schmid, O., Krejci, I., Lutz, F.: Ausarbeitung von adhäsiven zahnfarbenen Inlays aus Komposit und Keramik. Schweiz Monatsschr Zahnmed 101: 177-183 (1991)
147. Schug, J., Pfeiffer, J., Sener, B., Mörmann, W.H.: Schleifpräzision und Paßgenauigkeit von Cerec-2-CAD/CIM-Inlays. Schweiz Monatsschr Zahnmed 105(7): 913-919 (1995)
148. Schwickerath, H.: Kaukraft – Kaudruck - Belastbarkeit. Dtsch Zahnärztl Z 31: 870-873 (1976)
149. Setz, J., Geis-Gerstorfer, J., Lin, W.: Zum Einfluß anorganischer Füller auf die Eigenschaften lichtpolymerisierender Komposite. Dtsch Zahnärztl Z 46: 657-660 (1991)
150. Siervo, S., Pampalone, A., Siervo, P., Siervo, R.: Where is the gap? Machinable ceramic systems and conventional laboratory restorations at a glance. Quintessence Int 25: 773-779 (1994)

151. Sorensen, J.A., Munksgaard, E.C.: Interfacial gaps of resin cemented ceramic inlays. *Eur J Oral Sci* 103: 116-120 (1995)
152. Stampalia, L.L., Nicholls, J.I., Brudvik, J.S., Jones, D.W.: Fracture resistance of teeth with resin-bonded restorations. *J Prosthet Dent* 55: 694-698 (1986)
153. Stoll, R., Butze, J., Stachniss, V.: Zur Auswirkung von Verunreinigungen auf die Haftung von Komposit am geätzten Schmelz. *Dtsch Zahnärztl Z* 54: 231-234 (1999)
154. Strub, J.R.: Vollkeramische Systeme. *Dtsch Zahnärztl Z* 47: 566-571 (1992)
155. Studer, S., Lehner, C., Brodbeck, U., Schäfer, P.: Short-term results of IPS-Empress inlays and onlays. *J Prosthodont* 5: 277-287 (1996)
156. Sturzenegger, B., Feher, A., Lüthy, H., Schumacher, M., Loeffel, O., Filser, F., Kocher, P., Gauckler, L., Schäfer, P.: Klinische Studie von Zirkonoxidbrücken im Seitenzahngebiet hergestellt mit dem DCM-Verfahren. *Acta Med Dent Helv* 5: 131-139 (2000)
157. Tam, L.E., Yim, D.: Effect of dentine depth on the fracture toughness of dentine-composite adhesive interfaces. *J Dent* 25: 339-346 (1997)
158. Tanumiharja, M., Burrow, M.F., Tyas, M.J.: Microtensile bond strengths of seven dentin adhesive systems. *Dent Mater* 16: 180-187 (2000)
159. Tidehag, P., Gunne, J.: A 2-year clinical follow-up study of IPS Empress ceramic inlays. *Int J Prosthodont* 8: 456-460 (1995)
160. Thordrup, M., Isidor, F., Hörsted-Bindslev, P.: A one-year clinical study of indirect and direct composite and ceramic inlays. *Scand J Dent Res* 102: 186-192 (1994a)
161. Thordrup, M., Isidor, F., Hörsted-Bindslev, P.: Comparison of marginal fit and mikroleakage of ceramic and composite inlays: an in vitro study. *J Dent* 22: 147-153 (1994b)
162. Thordrup, M., Isidor, F., Hörsted-Bindslev, P.: A 5-year clinical study of indirect and direct resin composite and ceramic inlays. *Quintessence Int* 32: 199-205 (2001)

163. Tjan, A.H.L., Dunn, J.R., Lee, J.K.-Y.: Fracture resistance of amalgam and composite resin cores retained by various intradentinal retentive features. *Quintessence Int* 24: 211-217 (1993)
164. Tsotsos, S.: Ein indirekt / direktes Kombi-verfahren zum Konturieren und Finieren von Cerec-Restaurationen. *Int J Comp Dent* 4: 37-45 (2001)
165. Uno, S., Tanaka, T., Kawamoto, C., Konishi, J., Sano, H.: Microtensile bond strength to dentin and cavity adaption of Cerec 2 inlay restoration. *Am J Dent* 13: 59-63 (2000)
166. Van Dijken, J.W.V.: Direct resin composite inlays/onlays: an 11 year follow-up. *J Dent* 28: 299-306 (2000)
167. Van Dijken, J.W.V., Hörstedt, P.: Marginal breakdown of 5-year-old direct composite inlays. *J Dent* 24: 389-394 (1996)
168. Van Meerbeek, B., Braem, M., Lambrechts, P. Vanherle, G.: Dentinhaftung: Mechanismen und klinische Resultate. *Dtsch Zahnärztl Z* 49: 977-984 (1994)
169. Versluis, A., Tanbirojn, D., Douglas, W.H.: Do dental composite shrink towards the light? *J Dent Res* 77: 1435-1445 (1998)
170. Viohl, J., Zimmer, M.: Messung der elastischen und bleibenden Aufbiegung von mod-Füllungen bei vertikaler Belastung. *Dtsch Zahnärztl Z* 45: 643-645 (1990)
171. Wakefield, C.W., Kofford, K.R.: Advances in restorative materials. *Dent-Clin-North-Am* 45: 7-27 (2001)
172. Wassell, R.W., Walls, A.W.G., McCabe, J.F.: Direct composite inlays versus conventional composite restorations: 5-year follow-up. *J Dent* 28: 375-382 (2000)
173. Watts, D.C., Wilson, N.H.F., Burke, F.J.T.: Indirect composite preparation width and depth and tooth fracture resistance. *Am J Dent* 8:15-19 (1995)
174. Weiß, E.: Der Einfluß adhäsiv befestigter mod-Inlays auf das Bruchverhalten menschlicher Zähne in vitro. Dissertation, Berlin 1993
175. Wendt, S.L., Leinfelder, K.F.: Clinical evaluation of heat-treated composite resin inlays. *J Am Dent Assoc* 67: 177-181 (1990)

176. Wiedhahn,K.: "Funktion" mit Registrat: einfach, schnell und sicher durch Anwendung eines neuen Registriermaterials. Int J Comp Dent 4: 207-216 (2001)
177. Willems, G., Lambrechts, P., Braem, M., Celis, J.P., Vanherle, G.: A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. Dent Mater 8: 310-319 (1992)

9 Anhang

9.1 Materialliste

Material/Gerät	Genaue Bezeichnung	Hersteller
Abformmaterial	Unosil S	DeTrey Dentsply, Konstanz
Ätzel	Email Preparator GS	Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Autopolymerisat	Technovit 4004	Kulzer, Wehrheim/Ts.
CAD/CAM-Gerät	Cerec-II-Gerät	Siemens, Bensheim
Dentinadhäsiv	Syntac (Primer, Adhesive, Bond)	Vivadent, Schaan Liechtenstein
Einsetzzement	Variolink ultra	Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Flusssäure	Vita Ceramics Etch	Vita, Bad- Säckingen
Glycerinöl	Airblock	DeTrey, Dreieich Deutschland
Isolieröl	Insulating-Gel	Kulzer, Wehrheim/Ts.
Karbonkleber	Leit-C-Plast Plastic Conductive Carbon Cement	Neubauer Chemikalien, Münster
Kausimulator	Münchner Modell	Fa. WillyTec, München

Keramikinlaymaterial	Vita Mark 2	Vita, Bad Säckingen
Komposit	Tetric	Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Lichtofen	Dentacolor/ Unilux AC	Kulzer, D-Wehrheim/Ts.
Modellgips	New- Fujirock goldenbrown	GC, Tokyo, Japan
Modellkunststoff / Replikaherstellung	Epoxy-Die	Ivoclar, Schaan Liechtenstein
Polierpaste	Prismagloss, fine und extra-fine	Dentsply Caulk, Milford, USA
Polierpaste, fluoridfrei	Zircate Polierpaste	DeTrey Dentsply, Konstanz
Polierscheibchen	Sof-Lex 3M, Pop-On (schwarz,blau,hellblau)	3M, Neuss
Polymerisationslampe	Translux CL	Heraeus Kulzer, D-Wehrheim/Ts.
Präparier- und Finierdiamanten	Cerinlay Set, Cerec Set	Intensiv, CH-Viganello-Lugano
Prophylaxebürstchen	Z.R. Bürstchen	Hawe Neos Dental CH-Bioggio
Rasterelektronenmikroskop	Leitz AMR 1200	Leitz, D-Wetzlar
Silanlösung	Monobond-S	Vivadent,Schaan, Liechtenstein
Silikonpaste	IPS-Empress Kontroll-Paste	Ivoclar, Liechtenstein
Software für Quantitative Randanalyse	Quanti-Gap	Stefan Küppers, D-Erlangen

Software für Statistik	SPSS für Windows 7.5	SPSS Inc., Chicago, USA
Sputteranlage	SEM Autocoating Unit E5200	Polaron Equipment Ltd
Ultraschallgerät	EMS Piezonmaster 400	EMS Deutschland GmbH, München
Universalprüfmaschine	QTS-Prüfmaschine	QuickTest Prüfpartner GmbH, D-Haan
Unterfüllungsmaterial	Ketac Bond	Espe, Seefeld
Zahnvorbehandlung	Cerec-Liquid, Cerec- Powder	Vita, Bad- Säckingen

9.2 Danksagung

Herrn Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel, Direktor der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Ludwig-Maximilians-Universität München danke ich sehr herzlich für die Überlassung des Themas und die Bereitstellung des notwendigen Instrumentariums und der Laboreinrichtungen.

Insbesondere möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. med. dent. Dipl. Phys. Albert Mehl bedanken, für seine fundierte, umfassende und geduldige Betreuung und freundliche Unterstützung bei der Durchführung und Auswertung dieser Studie.

Für ihre Unterstützung möchte ich Herrn Prof. Dr. med. dent. Karl-Heinz Kunzelmann und Herrn Prof. Dr. med. dent. Leo Kremers danken.

Mein Dank gilt auch Herrn Dipl. Ing. Thomas Obermeier für seine Hilfe bei der Handhabung des Rasterelektronenmikroskopes und bei auftretenden Computerproblemen.

9.3 Lebenslauf

Name: Anne Kohlstedt, geb. Pfeiffer
Geburtsdatum: 04.04.1972
Geburtsort: Aalen
Familienstand: verheiratet

Schule

09/78 Einschulung in der Grundschule Haslach
06/91 Abitur am Chiemgau-Gymnasium Traunstein

Studium

11/91 Beginn des Studiums der Zahnmedizin an der Johannes-Gutenberg
Universität Mainz
10/92 Naturwissenschaftliche Vorprüfung
03/94 Zahnärztliche Vorprüfung
04/94 Studienortwechsel zur Ludwigs-Maximilians-Universität München
08/97-02/98 Staatsexamen der Zahnmedizin
12.02.1998 Approbation als Zahnärztin

Berufliche Tätigkeit

Seit 5/98 Tätigkeit als Vorbereitungsassistentin in der Praxis Dres.Wolf in
München-Haar